



TUGAS AKHIR - TM141585

**ANALISIS PENGARUH VARIASI BENTUK *STRUTS*
PADA *ASYMMETRIC BALLOON EXPANDABLE*
STENT DENGAN METODE ELEMEN HINGGA**

MUHAMMAD RIFAI ARIF
NRP. 02111440000124

Dosen Pembimbing
ACHMAD SYAIFUDIN, S.T., M.Eng., Ph.D.

Departemen Teknik Mesin
Fakultas Teknologi Industri
Institut Teknologi Sepuluh Nopember
Surabaya 2018



TUGAS AKHIR - TM141585

**ANALISIS PENGARUH VARIASI BENTUK *STRUTS*
PADA *ASYMMETRIC BALLOON EXPANDABLE*
STENT DENGAN METODE ELEMEN HINGGA**

MUHAMMAD RIFAI ARIF
NRP. 02111440000124

Dosen Pembimbing
ACHMAD SYAIFUDIN, S.T., M.Eng., Ph.D.

Departemen Teknik Mesin
Fakultas Teknologi Industri
Institut Teknologi Sepuluh Nopember
Surabaya 2018



FINAL PROJECT - TM141585

***ANALYSIS OF STRUTS VARIATION ON
ASYMMETRIC BALLOON EXPANDABLE STENT
USING FINITE ELEMENT METHOD***

MUHAMMAD RIFAI ARIF
NRP. 02111440000124

Supervisor
ACHMAD SYAIFUDIN, S.T., M.Eng., Ph.D.

*Department of Mechanical Engineering
Faculty of Industrial Technology
Sepuluh Nopember Institute of Technology
Surabaya 2018*

**ANALISIS PENGARUH VARIASI BENTUK *STRUTS*
PADA *ASYMMETRIC BALLOON EXPANDABLE*
STENT DENGAN METODE ELEMEN HINGGA**

TUGAS AKHIR




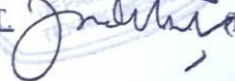
Diajukan Untuk Memenuhi Salah Satu Syarat
Memperoleh Gelar Sarjana Teknik
pada
Program Studi S-1 Departemen Teknik Mesin
Fakultas Teknologi Industri
Institut Teknologi Sepuluh Nopember

Oleh :

MUHAMMAD RIFAI ARIF

NRP. 02111440000124

Disetujui oleh Tim Penguji Tugas Akhir :

1. Achmad Syaifudin, S.T, M.Eng., Ph.D.  (Pembimbing)
NIP. 197909262005011001
2. Dr. Ir. Agus Sigit Pramono, DEA  (Penguji I)
NIP. 196508101991021001
3. Ir. Yusuf Kaelani, M.Sc.E.  (Penguji II)
NIP. 196511031990021001
4. Ir. Julendra B. Ariatedja, M.T.  (Penguji III)
NIP. 196807061999031004

SURABAYA

JULI 2018

ANALISIS PENGARUH VARIASI BENTUK *STRUTS* PADA *ASYMMETRIC BALLOON EXPANDABLE* *STENT* DENGAN METODE ELEMEN HINGGA

Nama Mahasiswa : Muhammad Rifai Arif
NRP : 02111440000124
Jurusan : Teknik Mesin FTI-ITS
Dosen Pembimbing : Achmad Syaifudin,S.T,M.Eng,Ph.D.

ABSTRAK

Asymmetric Balloon Expandable Stent (ABES) merupakan desain *stent* untuk mengatasi pembuluh darah yang menyempit sebagian (asimetris). Desain ini mengubah *stent* pada area *connector* dan *struts* agar mengarahkan ekspansi *stent* pada bagian plak yang diinginkan. Pada penelitian sebelumnya desain ABES disempurnakan dengan membuat variasi tipe *connector* menjadi U, N dan Z berjumlah tiga *cell*. Dari penelitian tersebut didapatkan tipe *connector* Z tiga *cell* memiliki kinerja paling baik dibanding *connector* lainnya. Namun belum ada kajian yang serius pada bagian *strut*, sehingga perlu dilakukan penelitian lanjutan. Penelitian ini bertujuan melakukan observasi pengaruh bentuk *strut* yang dapat memperbaiki kinerja ABES.

Penelitian ini mengusulkan desain ABES dengan membuat variasi pada bagian *struts*. Dengan mengubah bentuk *struts* dan menambah panjang *struts*. Pada penelitian ini model yang diusulkan berjumlah tiga model. Analisis dilakukan dengan simulasi metode elemen hingga menggunakan *software* ANSYS R18 *Workbench*. Tipe analisis metode elemen hingga yang digunakan adalah simulasi *transient structural*. Tipe *stent* yang dianalisis adalah *stent* tipe *asymmetric* dengan tiga model desain *struts* yang memiliki panjang *struts* bervariasi. Model material ditambahkan pada balon berupa *hyperelastic* dengan konstanta *Mooney-Rivlin* 2 parameter, sedangkan untuk *stent* adalah *multilinier isotropic hardening* menggunakan hasil *fitting stress-strain curve* uji tarik dari SUS 316 L.

Hasil dari penelitian ini menyatakan bahwa variasi model *struts* pada ABES sangat mempengaruhi perubahan tegangan *von mises*, *recoil*, *foreshortening*, *dogboning* dan distribusi kekasaran permukaan. Tegangan *von mises* dari tiga model terdistribusi pada ujung *struts*, dan nilai tersebut masih berada dibawah nilai UTS material, sehingga aman untuk dilakukan ekspansi. Selain itu tegangan sisa model yang diusulkan lebih rendah dibanding dengan model terdahulu sehingga memiliki kinerja yang baik dibanding model sebelumnya, dari tiga model ABES yang diusulkan tersebut, model 1 memiliki kinerja yang paling baik, sebab mempunyai persentase paling rendah pada distal, *central* dan longitudinal *recoil* yaitu sebesar 3,896%, 2,977%, dan - 0,458% serta *foreshortening* dan *dogboning* sebesar 3,334% dan 3,896%.

Kata kunci: *Asymmetric Balloon Expandable Stent, Struts, Metode Elemen Hingga, Transient Structural, recoil stent, Perubahan Kekasaran Permukaan.*

ANALYSIS OF STRUTS VARIATION ON ASYMMETRIC BALLOON EXPANDABLE STENT USING FINITE ELEMENT METHOD

Name : Muhammad Rifai Arif
NRP : 02111440000124
Department : Mechanical Engineering- ITS
Academic Supervisor : Achmad Syaifudin, S.T,M. Eng,Ph.D

ABSTRACT

Asymmetric Balloon Expandable Stent (ABES) is a stent design to overcome partially narrowed (asymmetric) blood vessels. This design changes the stents in the connector and struts area to direct the expansion of the stent to desired part of the plaque. In previous research the design of ABES was enhanced by varying the type of connector into U, N and Z amounting to three Cells. From the research is obtained type Z Three Cell connector has the best performance compared to other connector. However, it is necessary to review the struts in order to have better performance than before.

This research proposed the design of ABES by making variations on struts. by changing the shape of struts and adding struts length. in this study the proposed model numbered three models. The analysis is done by simulating finite element method using ANSYS R18 Workbench software. The type of finite element analysis used is a structural transient simulation. Type of stent that is analyzed is Asymmetric type stent with three struts design model with variation in long of struts. Material model added in the balloon using hyperelastic with Mooney-Rivlin two constant parameters, while the stent using multilinear isotropic hardening result of stress-strain curve fitting tensile test of SUS 316 L.

The study indicated that the variation of ABES struts model influences on equivalent stress von mises, recoil, foreshortening, dogboning and surface roughness. The equivalent stress von mises of the three models is distributed at the end of the struts, and the value is still below the UTS value of the material, making it safe to expand. In addition the proposed residual stress of the model is lower than that of the previous model so that it has a good performance compared to the previous model, and of the three proposed ABES models, model 1 has the best performance, because it has the lowest percentage of distal, central and longitudinal recoil of 3.896%, 2.977%, and -0.458%, for the foreshortening and dogboning the value are 3.334% and 3.896%.

Keywords: Asymmetric Balloon Expandable Stent, Struts, Finite Element Method, Transient Structural, recoil stent, Surface Roughness Change.

KATA PENGANTAR

Segala Puji dan Syukur penulis panjatkan sepenuhnya kepada Allah SWT, karena atas berkah dan izin-Nya tugas akhir ini dapat terselesaikan. Penulis sangat menyadari bahwa keberhasilan dalam penulisan tugas akhir ini tak lepas dari dukungan dan bantuan berbagai pihak. Melalui kesempatan ini penulis ingin menyampaikan ucapan terima kasih kepada pihak-pihak yang telah banyak membantu dan mendukung baik secara moril maupun materiil dalam proses penyelesaian tugas akhir ini, antara lain:

1. Bapak Ibu tercinta dan Keluarga yang senantiasa memberi dukungan dan doa hingga penulis dapat menyelesaikan tugas akhir ini.
2. Bapak Achmad Syaifudin, S.T, M.Eng, Ph.D. , selaku dosen pembimbing tugas akhir yang selalu memberikan saran, motivasi, dan ilmu-ilmu yang sangat bermanfaat bagi penulis. Terima kasih atas kesabarannya selama membimbing penulis.
3. Bapak Dr.Ir.Agus Sigit Pramono, DEA., Bapak Ir. Yusuf Kaelani, M.Sc.E., Bapak Ir. Julendra B. Ariatedja, M.T., selaku dosen penguji tugas akhir penulis, terima kasih telah meluangkan waktunya dan atas saran-saran yang telah diberikan.
4. Bapak Dr. Ir. Budi Utomo Kukuh Widodo, ME. selaku Dosen wali penulis, terima kasih telah menjadi dosen wali saat perwalian satu kali tiap semester.
5. Rekan satu tim tugas akhir penulis Windhu, Egy, Kelvin, Betti, Reyhan, dan kawan lainnya dalam susah senang menyelesaikan tugas akhir bersama.
6. Kekasih tercinta, Agnesya Wahyu Pradyan, terima kasih atas kasih sayang dan kesabarannya mengingatkan penulis untuk mengerjakan tugas akhir.
7. Seluruh teman-teman M57.
8. Sahabat laboratorium Rekayasa Termal dan Mekanika Benda Padat yang memberikan semangat penulis.

9. Seluruh civitas akademika Teknik Mesin ITS yang Baik dan Ramah.
10. Semua pihak yang tidak dapat disebutkan oleh penulis.

Penulis menyadari masih banyak kekurangan dalam penyusunan tugas akhir ini, oleh karena itu saran dan masukan dari semua pihak sangat penulis harapkan. Penulis berharap semoga tugas akhir ini dapat memberikan manfaat dan sumbangsih bagi perkembangan ilmu pengetahuan.

Surabaya, 20 Juli 2018

Penulis

DAFTAR ISI

HALAMAN JUDUL	i
LEMBAR PENGESAHAN	v
ABSTRAK	vii
ABSTRACT	ix
KATA PENGANTAR.....	xi
DAFTAR ISI.....	xiii
DAFTAR GAMBAR.....	xv
DAFTAR TABEL	xxi
BAB I PENDAHULUAN.....	1
1.1 Latar Belakang.....	1
1.2 Rumusan Masalah.....	4
1.3 Tujuan Penelitian	5
1.4 Batasan Masalah	5
1.5 Manfaat Penelitian	5
1.6 Sistematika Laporan.....	6
BAB II DASAR TEORI.....	7
2.1 Pemasangan <i>Stent</i>.....	8
2.2 Klasifikasi <i>Stent</i>	11
2.2.1 Bentuk <i>Stent</i>	11
2.2.2 Mekanisme Ekspansi <i>Stent</i>	12
2.2.3 Material <i>Stent</i>	14
2.2.4 Mekanisme Ekspansi Balon	16
2.3 Penelitian Terdahulu	16
2.4 Metode Elemen Hingga.....	20
2.4.1 Prosedur MEH	21
2.4.2 Verifikasi.....	22
2.4.3 Validasi	22
2.5 Analisis Yang Digunakan	25
2.5.1 Analisis Tegangan <i>Von Mises</i>	25

2.5.2 Analisis Karakteristik Deformasi	26
2.5.3 Perubahan Kekasaran Permukaan.....	29
BAB III METODE PENELITIAN	33
3.1 Metode Elemen Hingga	33
3.1.1 Pembuatan <i>Solid Model</i>	34
3.1.2 Pembuatan <i>Solid Model</i>	37
3.1.2.1 Model Metode Elemen Hingga.....	37
3.1.2.2 Model Material	39
3.1.2.3 Elemen Kontak	41
3.1.2.4 Elemen Kontak	42
3.1.2.5 Kondisi Batas.....	44
3.1.2.6 <i>Solution Control</i>	47
BAB IV HASIL DAN DISKUSI	49
4.1 Hasil Distribusi Tegangan Sisa	49
4.2 Hasil Karakteristik Deformasi	53
4.2.1 Analisis <i>Recoil</i>	53
4.2.2 Analisis <i>Foreshortening</i>	56
4.2.3 Analisis <i>Dog boning</i>	57
4.3 Hasil Distribusi Perubahan Kekasaran Permukaan ...	59
BAB V KESIMPULAN DAN SARAN	63
5.1 Kesimpulan	63
5.2 Saran	65
DAFTAR PUSTAKA	xxi
LAMPIRAN	xxv
BIODATA PENULIS	xxvii

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2 1 (1) Proses balon <i>angioplasty</i> pada pembuluh darah arteri koroner yang mengalami penyempitan dikarenakan plak, (2) Proses BES pada pembuluh darah arteri koroner yang mengalami penyempitan dikarenakan plak.....	8
Gambar 2 2 Beberapa pembuluh darah yang mempunyai risiko terhadap penumpukan plak	9
Gambar 2 3 (1) Pembuluh yang mengalami penyempitan oleh plak, (2) pemasukan stent dengan balon menuju pembuluh darah, (3) Balon diekspansi sampai diameter nominalnya, (4) Balon dilepaskan dari tubuh.	10
Gambar 2 4 Ilustrasi diameter nominal <i>stent</i>	11
Gambar 2 5 Geometri dan dimensi stent sinusoidal	12
Gambar 2 6 Proses <i>Self Expanding Stent</i> (a) Kateter dan <i>Stent</i> menuju pembuluh darah yang dituju, (b) <i>Stent</i> mulai dikembangkan, (c) <i>Stent</i> telah diekspansi dan kateter ditarik kembali.....	13
Gambar 2 7 Proses pemasangan BES (a) Kateter dan <i>stent</i> dimasukkan ke dalam pembuluh darah, (b) Ekspansi <i>Stent</i> , (c) <i>Stent</i> telah proses ekspansi.	14
Gambar 2 8 <i>Ordinary Balloon</i>	16
Gambar 2 9 <i>Offset Balloon</i>	16
Gambar 2 10 (a) pembuluh darah normal. (b) pembuluh darah dengan penyempitan yang simetris. (c) Pembuluh darah dengan penyempitan eksentrik	17
Gambar 2 11 <i>Sinusoidal Stent</i>	17
Gambar 2 12 <i>Asymmetric Stent</i>	18
Gambar 2 13 Tipe <i>Connector U</i> dengan 6 <i>Cell</i> , 3 <i>Connector</i> ...	19
Gambar 2 14 Tipe <i>Connector N</i> dengan 6 <i>Cell</i> , 3 <i>Connector</i> ...	19
Gambar 2 15 Tipe <i>Connector Z</i> dengan 6 <i>Cell</i> , 3 <i>Connector</i>	20
Gambar 2 16 Diagram Tegangan Regangan Material [2]	25

Gambar 2 17 Arah tegangan pada kubus	26
Gambar 2 18 Pengaruh <i>dog boning</i> pada <i>stent</i> saat dikembangkan.....	28
Gambar 2 19 Geometri spesimen uji dan hasil percobaan uji tarik <i>intermitten</i>	30
Gambar 2 20 Kurva Hubungan regangan plastis dengan kekasaran permukaan 2D SS 316NG	31
Gambar 3 1 Bagan metode penelitian	33
Gambar 3 2 Desain <i>Asymmetric Balloon Expandable Stent Tipe Connector Z</i>	35
Gambar 3 3 Desain <i>Asymmetric Balloon Expandable Stent Tipe Connector Z</i> model 1	36
Gambar 3 4 Desain <i>Asymmetric Balloon Expandable Stent Tipe Connector Z</i> model 2.....	36
Gambar 3 5 Desain <i>Asymmetric Balloon Expandable Stent Tipe Connector Z</i> model 3.....	37
Gambar 3 6 Tampilan jendela <i>Ansys Workbench R18 - Transient Structural</i>	38
Gambar 3 7 (1) Geometri ABES, (2) Geometri Balon dengan metode <i>shell</i> , (3) Geometri gabungan antara ABES dan Balon.	39
Gambar 3 8 Kurva <i>Stress Strain</i> SS316 L.....	41
Gambar 3 9 Elemen kontak antara balon dengan <i>stent</i>	42
Gambar 3 10 Hasil <i>Medium Meshing</i>	44
Gambar 3 11 Penambahan <i>Cylindrical coordinat</i> pada pusat balon	44
Gambar 3 12 <i>Symmetry Region</i> pada perpotongan <i>Stent</i>	45
Gambar 3 13 Pemberian Beban <i>Displacment</i>	46
Gambar 3 14 Grafik tekanan pada ekspansi dan deflasi ABES	46
Gambar 3 15 Penempatan kondisi batas <i>displacement</i> pada ABES	47

Gambar 4 1 Distribusi Tegangan Sisa pada Setiap Model ABES	50
Gambar 4 2 Grafik Perbandingan Tegangan Sisa	51
Gambar 4 3 Grafik Persentase <i>Recoil</i>	54
Gambar 4 4 Grafik Perbandingan <i>Foreshortening</i>	56
Gambar 4 5 Grafik <i>Dogboning</i>	58
Gambar 4 6 Distribusi Perubahan Kekasaran Permukaan.....	60
Gambar 4 7 Grafik Perbandingan Kekasaran Permukaan	62

“Halaman ini sengaja dikosongkan.”

DAFTAR TABEL

Tabel 2 1 <i>Chemical Properties</i> S316L [7]	15
Tabel 3 1 Perbandingan Model ABES	37
Tabel 3 2 Model Material untuk Simulasi.....	40
Tabel 3 3 Data <i>Stress-strain</i> SS 316L <i>multilinear isotropik</i>	41
Tabel 3 4 <i>Contact Properties</i> material	42
Tabel 3 5 <i>Contact Properties</i> material	43
Tabel 4 1 Nilai Tegangan Ekuivalen <i>Von Mises</i> Maksimum Semua Model	53
Tabel 4 2 Nilai Perubahan Karakteristik Deformasi <i>Recoil</i> Semua Model	54
Tabel 4 3 Nilai <i>Foreshortening</i> semua model.....	56
Tabel 4 4 Nilai <i>Dogboning</i> Semua Model.....	58
Tabel 4 5 Nilai Kekasaran Permukaan Semua Model.....	61

“Halaman ini sengaja dikosongkan.”

BAB I

PENDAHULAN

1.1 Latar Belakang

Data *World Health Organization* (WHO) tahun 2012 menunjukkan bahwa 17,5 juta orang di dunia meninggal dunia akibat penyakit kardiovaskuler atau 31% dari 56,5 juta kematian di seluruh dunia. Membuat penyakit ini menjadi penyebab kematian terbesar pertama di dunia. Lebih dari 3/4 kematian akibat penyakit tersebut terjadi di negara berkembang yang berpenghasilan rendah sampai sedang. Dari seluruh kematian akibat penyakit ini 7,4 juta (42,3%) di antaranya disebabkan oleh Penyakit Jantung Koroner (PJK) dan 6,7 juta (38,3%) disebabkan oleh stroke [1]. Survei *Sample Registration System* (SRS) pada 2014 di Indonesia menunjukkan, Penyakit Jantung Koroner (PJK) menjadi penyebab kematian tertinggi pada semua umur setelah stroke, yakni sebesar 12,9%. Penyakit Jantung Koroner menyumbang kematian sebanyak 1.550.990 orang dan mengalami kenaikan sejak tahun 2000 [2].

Penyakit Jantung Koroner (PJK) merupakan penyakit yang disebabkan adanya penyumbatan atau penyempitan pada pembuluh darah arteri (*artery coronary*) di bagian jantung. Penyumbatan terjadi karena adanya kerak (plak) pada pembuluh darah jantung, sehingga aliran darah menuju dan meninggalkan jantung menjadi terhambat yang mengakibatkan pasokan oksigen dan darah ke seluruh tubuh menjadi berkurang . Dalam dunia kedokteran, terdapat dua macam pengobatan untuk penyakit jantung koroner yang telah dikenal, yaitu operasi *bypass* dan pemasangan *stent* (ring jantung). Operasi *bypass* dilakukan dengan cara membentuk saluran pembuluh darah baru untuk menggantikan pembuluh darah arteri jantung yang telah tersumbat, pengobatan ini dipilih ketika terdapat beberapa plak dalam satu pembuluh darah. Pembentukan saluran pembuluh darah baru ini

dapat menggunakan pembuluh arteri di bagian tubuh lain, contohnya pembuluh arteri pada kaki. Sedangkan cara kedua adalah dengan operasi pemasangan *stent*, cara ini dilakukan pada pembuluh darah jantung dengan penyempitan plak yang terjadi hanya pada satu pembuluh darah. *Stent* berfungsi sebagai penyangga pada pembuluh darah jantung yang mengalami penyempitan agar fungsi pembuluh darah tersebut normal kembali. Pemasangan *stent* merupakan pengobatan yang sering dipilih oleh dokter karena pengobatan ini efektif untuk dipasang dengan cepat pada saat pasien yang mengalami penyumbatan pada pembuluh darah arteri [3].

Di Indonesia kebutuhan *stent* sudah banyak dipakai di berbagai rumah sakit. Pada tahun 2012, jumlah permintaan *stent* di RSJPD Harapan Kita Jakarta, sebanyak 2753 buah terdiri atas *Bare Metal Stent* (BMS) sebanyak 1366 buah dan *Drug-Eluting Stent* (DES) sebanyak 1387 buah. Selanjutnya di RSUP Yogyakarta Dr. Sardjito dengan permintaan DES sebanyak 621 buah dan BMS sebanyak 387 buah, kemudian di RSUD Surabaya Dr. Soetomo dengan permintaan DES sebanyak 320 buah dan BMS sebanyak 391 buah [4]. Kebutuhan *stent* ini masih dipenuhi oleh *stent* impor, karena belum adanya industri *stent* dalam negeri.

Dalam pembuatan *stent* kriteria dari sudut pandang dokter selaku pelaku tenaga kesehatan dan sudut pandang *engineer* selaku produsen sangat dibutuhkan. Hal ini disebabkan bagian tubuh manusia sangat sensitif apabila terdapat benda-benda asing menjadikan material *stent* harus sesuai dengan standar kesehatan tertentu salah satunya adalah mempunyai biokompatibilitas yang baik. Biokompatibilitas merupakan kemampuan suatu bahan untuk menyesuaikan diri dengan lingkungan di mana bahan tersebut diletakkan atau ditanamkan, tidak membahayakan tubuh, dan tidak beracun, agar setelah pemasangan bagian tubuh pasien tersebut tidak terdapat masalah. Selain itu, *stent* yang ideal adalah yang dapat ditempatkan dan dikembangkan di pembuluh darah dengan mudah, cukup kaku untuk memberikan *support* pada pembuluh darah, serta tidak menimbulkan penyempitan kembali (*restenosis*) pada pembuluh darah setelah pemasangan. Beberapa persyaratan

desain untuk mengoptimalkan sifat mekanik *stent* telah dilakukan, desain dan analisis ini dapat digunakan untuk meningkatkan karakteristik *stent* dalam keadaan sebelum berkembang (*crimped*) dan setelah mengembang atau ekspansi (*expanded*) [5].

Metode yang telah dilakukan saat ini untuk meneliti sifat mekanik *stent* adalah dengan metode numerik. Dibandingkan dengan percobaan eksperimen yang dilakukan di rumah sakit dan laboratorium, simulasi numerik yang dilakukan dengan komputer memiliki keunggulan dalam fleksibilitas dan biaya. Pada dasarnya proses pemodelan *stent* dapat dikategorikan menjadi tiga bagian utama, pertama yaitu studi mekanik *stent* (misalnya evaluasi kinerja yang disebabkan karena *stent* dikembangkan) menggunakan metode elemen hingga. Kedua yaitu studi numerik mengenai dampak desain *stent* (bentuk *struts*, tebal *struts*, dan lain-lain) terhadap aliran darah menggunakan *Computational Fluid Dynamics* (CFD). Ketiga yaitu studi numerik mengenai kinetika pelepasan obat (dalam kasus *Drug Eluting Stent*). Dalam pemodelan *stent* yang dikembangkan dengan balon, ada dua teknik simulasi ekspansi *stent*, yaitu 1) Menggunakan balon berbentuk silinder dengan memberikan tekanan ekspansi pada *stent* di permukaan bagian dalam balon (*Balloon Expandable Stent*), dan 2) Tanpa menggunakan balon, namun *stent* dapat mengembang dengan sendirinya (*Self Expandable Stent*) [5].

Peningkatan unjuk kerja *Balloon Expandable Stent* (BES) terus berlanjut hingga kini. Penggunaan BES dengan balon silinder simetris pada plak yang berbentuk asimetris ternyata menyebabkan tekanan yang berlebih pada bagian plak yang tipis atau yang tidak terjadi plak, dimana pada plak tipis memiliki kekakuan yang lebih rendah dibandingkan plak yang tebal. Keadaan ini dapat menyebabkan luka dan trauma yang mengarah pada pecahnya jaringan plak, sehingga dapat memperburuk penyumbatan pembuluh darah oleh plak. Di samping itu, penggunaan balon silinder simetris juga mengakibatkan perubahan kekasaran permukaan *stent* yang tidak merata. Perubahan kekasaran permukaan *stent* yang berlebihan juga dapat menyebabkan trauma berlebihan pada jaringan pembuluh darah di sekitarnya [6]. Untuk

mengatasi hal ini, Syaifudin, dkk [7] mengusulkan model *stent* dengan desain *struts* yang tidak simetris, sehingga menimbulkan efek mengembangkan hanya ke bagian plak yang tebal atau disebut *Asymmetric Balloon-Expandable Stent* (ABES). ABES berhasil mengarahkan ekspansi *stent* pada bagian plak yang diinginkan oleh dokter. Dengan menggunakan balon tipe *offset* (asimetris), efek ekspansi asimetris menjadi semakin besar. Selanjutnya penelitian dilanjutkan oleh Syah [8] dengan membuat variasi pada bagian *connector* dari *stent*, memperlihatkan pengaruh variasi *connector* tipe U, N dan Z terhadap perubahan karakteristik deformasi, tegangan sisa dan kekasaran permukaan. Dari penelitian tersebut didapatkan bahwa tipe Z mempunyai kinerja yang paling baik, karena memiliki nilai karakteristik deformasi yang rendah dibandingkan tipe *connector* U dan N. Namun nilai tegangan sisa dan perubahan kekasaran permukaan pada tipe ini memiliki nilai yang tinggi dibanding tipe lainnya. Oleh karena itu desain ABES masih perlu dikembangkan lebih lanjut untuk meningkatkan kinerja ABES, karena masih banyak pilihan desain yang dapat diterapkan pada ABES, baik untuk bagian *struts* maupun *connector* dari *stent*.

Pada penelitian ini, akan dilakukan penelitian mekanisme ekspansi ABES menggunakan perangkat lunak ANSYS *Workbench 18.0 Student Edition*, dengan memodifikasi tipe *struts* dari ABES yang telah diusulkan oleh Syaifudin, dkk [7] dan Syah [8], Pada penelitian ini material yang digunakan SS 316L dengan variasi desain bentuk *struts* menggunakan *offset balloon* tanpa melibatkan plak dan pembuluh darah.

1.2 Rumusan Masalah

Masalah yang timbul untuk mencapai semua tujuan penelitian, dirumuskan sebagai berikut :

1. Bagaimana merancang desain solid model ABES dengan variasi bentuk *struts*?
2. Bagaimana cara melakukan simulasi metode elemen hingga terhadap semua hasil desain?

3. Bagaimana pengaruh variasi bentuk *struts* terhadap analisis distribusi tegangan sisa, perubahan karakteristik deformasi dan perubahan kekasaran permukaan pada ABES?
4. Apakah hasil variasi dapat meningkatkan kinerja ABES?

1.3 Tujuan Penelitian

Tujuan dari penelitian ini adalah :

1. Merancang desain ABES dengan variasi 3 model *struts*.
2. Melakukan simulasi elemen hingga terhadap semua hasil desain dengan variasi bentuk *struts*.
3. Mengetahui pengaruh desain ABES dengan variasi bentuk *struts* terhadap analisis :
 - a. Distribusi tegangan sisa ($\sigma_{\text{von mises}}$).
 - b. Perubahan karakteristik deformasi.
 - c. Perubahan kekasaran permukaan.
4. Menentukan kinerja desain ABES terbaik dari semua variasi berdasarkan nilai analisis yang dilakukan.

1.4 Batasan Masalah

Batasan masalah dari tugas akhir ini adalah :

1. Penelitian ini hanya meliputi analisis dengan metode elemen hingga (MEH), dengan prosedur yang diverifikasi dan hasil yang dibandingkan terhadap penelitian sebelumnya.
2. Pengaruh perbedaan panjang total *connector* model diabaikan.
3. Model simulasi berupa Balon *offset* dan *Stent*.
4. Balon *offset* disimulasikan mengembang secara seragam.

1.5 Manfaat Penelitian

Manfaat dari penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. Hasil dari penelitian ini diharapkan dapat menyempurnakan desain ABES dan meningkatkan kinerjanya.
2. Hasil dari penelitian ini diharapkan menjadi produk *prototype* desain ABES yang dapat dikembangkan lebih baik.
3. Sebagai sarana dari penelitian dan pengembangan ilmu dibidang bio mekanik.

1.6 Sistematika Laporan

Sistematika penulisan terdiri dari lima bab dimana masing-masing bab berisi sebagai berikut :

Bab I Pendahuluan

Bab ini berisi tentang latar belakang perancangan, rumusan masalah, batasan masalah, manfaat penelitian dan sistematika penulisan laporan.

Bab II Dasar Teori

Bab ini berisi tentang dasar-dasar ilmu yang mendukung pengerjaan tugas akhir.

Bab III Metode Penelitian

Bab ini berisi tentang langkah-langkah yang dilakukan untuk memperoleh hasil yang diinginkan dalam penelitian ini, baik langkah-langkah permodelan dan langkah-langkah simulasi.

Bab IV Hasil dan Diskusi

Berisi tentang analisa data hasil simulasi yang telah dilakukan untuk mendapatkan suatu kesimpulan.

Bab V Kesimpulan dan Saran

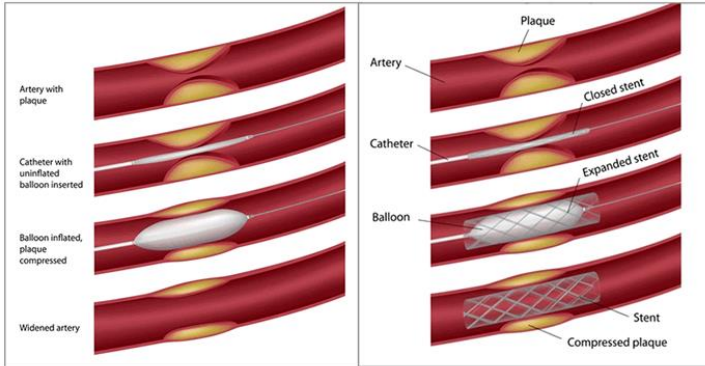
Pada bagian ini berisikan kesimpulan hasil dan saran untuk penelitian lebih lanjut.

BAB II

DASAR TEORI

Dahulu dalam mengatasi penyakit penyempitan pembuluh darah, metode bedah terbuka merupakan metode yang sering digunakan oleh dokter untuk menangani penyakit tersebut. Berbagai penyakit yang dapat terjadi seperti, penyumbatan pada sistem vaskular yang dapat mengurangi pasokan oksigen dan darah ke seluruh tubuh, penyumbatan saluran kemih yang terjadi pada ginjal dan penyumbatan lainnya. Kemudian metode bedah terbuka digantikan dengan metode balon *angioplasty*, dimana penyempitan pada pembuluh diatasi dengan meniupkan balon pada bagian pembuluh yang mengalami penyempitan. Hal ini efektif dan relatif jauh lebih murah dibandingkan dengan operasi bedah terbuka. Semakin berkembangnya teknologi, hadirilah sebuah inovasi baru yaitu implan *stent* [9].

Stent merupakan selubung dengan bentuk jala terstruktur yang dapat dikembangkan dengan menggunakan atau tanpa balon. Pemasangan implan *stent* merupakan metode tanpa melakukan pembedahan untuk penyembuhan Penyakit Jantung Koroner (PJK). *Stent* berfungsi sebagai penyangga pada pembuluh darah jantung atau arteri koroner yang mengalami penyempitan agar fungsi pembuluh darah tersebut normal kembali untuk menyirkulasikan darah menuju jantung sehingga darah dapat di pompa ke seluruh tubuh. Pemasangan *stent* merupakan hasil modifikasi dari metode *angioplasty*, namun dalam proses *angioplasty* memungkinkan terjadinya *restenosis* (penyempitan kembali pembuluh darah) [9]. Proses *angioplasty* dan implan *stent* dapat dilihat pada Gambar 2.1.



(1) (2)

Gambar 2 1 (1) Proses balon *angioplasty* pada pembuluh darah arteri koroner yang mengalami penyempitan dikarenakan plak, (2) Proses BES pada pembuluh darah arteri koroner yang mengalami penyempitan dikarenakan plak
(Medical-Artist.com)

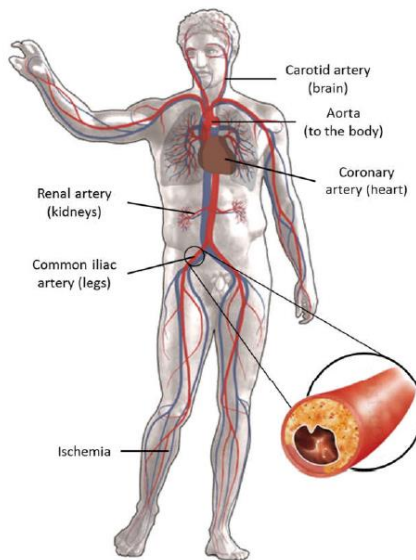
Kekurangan dari metode *angioplasty* adalah tidak adanya penyangga untuk mempertahankan bentuk setelah balon dilepaskan, sehingga memungkinkan pembuluh darah yang menyempit mengalami penyempitan kembali. Berbeda dengan metode pemasangan *stent*, dimana fungsi *stent* tersebut adalah untuk mempertahankan bentuk pembuluh darah agar saluran pembuluh darah yang mengalami penyempitan tidak kembali menyempit setelah balon dilepaskan.

2.1 Pemasangan *Stent*

Stent haruslah memiliki kemampuan khusus, dimana saat *stent* mengembang deformasi yang terjadi haruslah dalam region deformasi plastis agar dapat mempertahankan ukuran sesuai dengan ukuran yang diinginkan. Secara umum *stent* diharapkan memiliki rasio ekspansi yang baik, cukup fleksibel dan memiliki sifat biokompatibilitas. Biokompatibilitas merupakan kemampuan suatu bahan untuk menyesuaikan diri dengan lingkungan dimana

bahan tersebut diletakkan atau ditanamkan, tidak membahayakan tubuh, dan tidak beracun, agar setelah pemasangan bagian tubuh pasien tersebut tidak terdapat masalah [4].

Umumnya implan *stent* dilakukan pada beberapa pembuluh darah yang sering terjadi penumpukan plak akibat kolesterol. Karena tidak semua pembuluh darah dapat dipasang *stent*. Perlu dilihat pula lokasi dan ukuran sumbatannya. Pemasangan *stent* pada tubuh manusia ini bersifat permanen. Bila sudah dipasang tidak bisa dikeluarkan kembali. Karena itu, permukaan *stent* umumnya dilapisi oleh zat kimia tertentu untuk menjaga agar *stent* tidak mengalami penyempitan kembali. Gambar 2.2 merupakan ilustrasi pembuluh darah yang sering terjadi penumpukan plak oleh kolesterol.

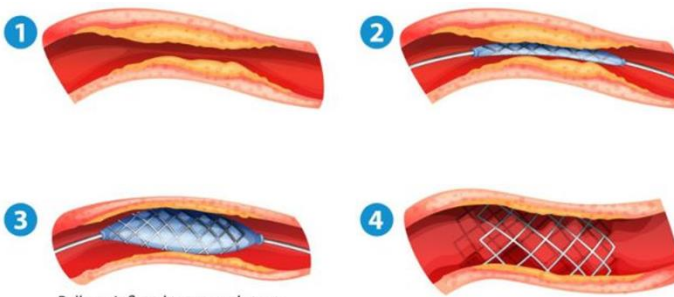


Gambar 2 2 Beberapa pembuluh darah yang mempunyai risiko terhadap penumpukan plak
(Medical-Artist.com)

Berikut ini prosedur pemasangan *stent* pada pembuluh darah [10]:

1. Prosedur yang pertama dilakukan adalah menyuntikkan anestesi ke pangkal paha dalam. Nama lain dari prosedur ini adalah *Percutaneous Transluminal Coronary Angioplasty* (PTCA). Tujuannya adalah melebarkan pembuluh darah yang menyempit. Jika pangkal paha tidak bisa dilakukan, bisa juga di tangan/lengan.
2. Setelah itu, dokter akan memasukkan kateter ke tungkai lengan Anda. Melalui monitor, dokter mengarahkan selang kecil itu hingga mencapai arteri yang tersumbat.
3. Jika sudah, dokter akan menyambungkan kateter tadi dengan kateter kedua. Kateter ini ukurannya lebih kecil, dilengkapi dengan balon serta *stent*.
4. Ujung kateter kedua harus sampai dalam sumbatan arteri tadi. Jika sudah sampai, balon akan ditiupkan, sehingga pembuluh yang menyempit tadi menjadi sedikit membesar. Balon tadi sudah dilengkapi dengan *stent*. Jadi, saat balon membesar, *stent* ikut membesar.

Jika *stent* sudah terpasang dengan benar, balon akan dikempiskan. Baik kateter maupun balon kemudian ditarik



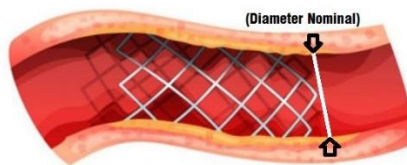
Gambar 2 3 (1) Pembuluh yang mengalami penyempitan oleh plak, (2) pemasukan *stent* dengan balon menuju pembuluh darah, (3) Balon diekspansi sampai diameter nominalnya, (4) Balon dilepaskan dari tubuh.

(<http://www.orchardheart.com/angioplasty/>)

2.2 Klasifikasi *Stent*

2.2.1 Bentuk *Stent*

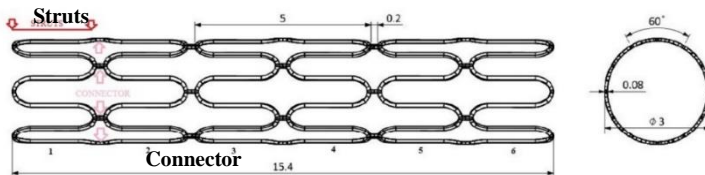
Dalam dunia kedokteran *stent* memiliki banyak bentuk dan ukuran, hal ini menyesuaikan dimana *stent* tersebut akan digunakan. Hal yang perlu diperhatikan dalam pemasangan *stent* adalah diameter nominal. Diameter nominal adalah diameter *stent* setelah dikembangkan dan telah mengalami *recoil* dihitung dari diameter terluar *stent*, namun besarnya *recoil* sering diabaikan disebabkan pengaruhnya yang sangat kecil. Dalam kedokteran diameter nominal merupakan parameter yang sangat diperhatikan, sebab diameter nominal menentukan keberhasilan pemasangan *stent*. Apabila diameter nominal terlalu kecil maka akan menimbulkan plak baru yang disebabkan oleh *stent* itu sendiri, sebaliknya apabila diameter nominal terlalu besar maka akan menimbulkan luka dan trauma yang mengarah pada pecahnya jaringan plak, sehingga dapat memperburuk penyumbatan pembuluh darah oleh plak. Selain diameter nominal hal yang perlu diperhatikan adalah panjang *stent*. Panjang *stent* haruslah menyesuaikan dengan panjang plak yang ada di dalam pembuluh darah. Berikut ini adalah gambaran yang dimaksud dengan diameter nominal [11].



Gambar 2 4 Ilustrasi diameter nominal stent
(orchardheart)

Dalam *stent* ada bagian yang disebut dengan *struts* dan *connector*. *Struts* adalah kerangka utama *stent* berbentuk selubung jaring yang berfungsi menopang plak setelah pemasangan di dalam pembuluh darah. setiap *stent* tersusun

lebih dari satu baris *struts*. Sedangkan *connector* adalah jembatan yang menyambungkan setiap baris *struts* yang berfungsi agar *stent* dapat melewati pembuluh darah yang berkelok tanpa melukai jaringan pembuluh darah itu sendiri. *Stent* memiliki geometri dan dimensi *struts* dan *connector* yang bermacam-macam sesuai dengan pabrikan pembuatnya, tidak ada standarisasi bentuk geometri *struts* dan *connector*, yang terpenting adalah *stent* dapat melewati pembuluh darah dengan mudah tanpa melukai dan melakukan ekspansi baik saat dipasang. Gambar 2.3 adalah penjelasan geometri dari *stent sinusoidal*.



Gambar 2 5 Geometri dan dimensi stent sinusoidal
(syaifudin [7])

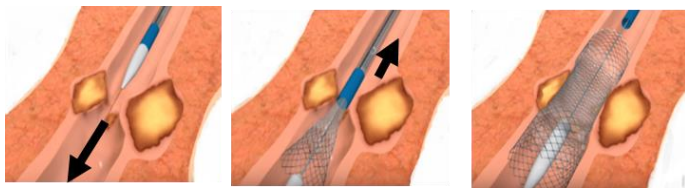
2.2.2 Mekanisme Ekspansi *Stent*

Mekanisme ekspansi merupakan bagaimana stent dapat mengembang menyesuaikan pembuluh darah yang mengalami penyempitan yang disebabkan oleh plak. Secara mekanisme ekspansi, stent dapat dibagi menjadi dua macam, yaitu :

1. *Self Expanding Stent*

Stent jenis ini dapat melakukan pengembangan tanpa menggunakan alat bantu seperti balon, *stent* dapat mengembang dengan sendirinya dalam pembuluh darah dengan ukuran yang telah terukur saat mencapai pembuluh darah yang menyempit [10]. Sifat *stent* jenis ini hanya dapat digunakan pada *stent* dengan material yang memiliki sifat material *shape memory* dan *superelasticity*, *Nitinol*

(*nickel-titanium*) merupakan paduan yang sesuai untuk *self expanding stent*. Saat ini penggunaan *self expanding stent* jarang digunakan, hal ini dikarenakan banyak kasus dimana *stent* mengalami pengembangan melebihi ukuran yang telah diperhitungkan sehingga hal ini sangat membahayakan pasien karena dapat melukai pembuluh darah [12]. Gambar di bawah ini merupakan penjelasan bagaimana proses pemasangan *self expanding stent*.



(a)

(b)

(c)

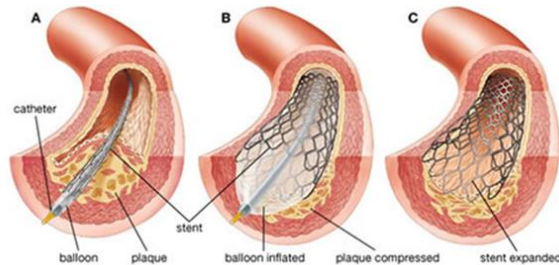
Gambar 2 6 Proses *Self Expanding Stent* (a) Kateter dan *Stent* menuju pembuluh darah yang dituju, (b) *Stent* mulai dikembangkan, (c) *Stent* telah diekspansi dan kateter ditarik kembali.

(Koharudin Syah [7])

2. *Balloon Expandable Stent (BES)*

Stent jenis ini dapat mengembang hanya dengan bantuan balon. Dimana dokter akan memasukkan balon di dalam selubung bagian dalam *stent*, kemudian dimasukkan bersama menuju pembuluh darah yang mengalami penyempitan. Saat *stent* sudah mencapai pembuluh darah yang ditargetkan. Balon akan diberikan tekanan udara dari luar sesuai dengan besar ekspansi yang diinginkan, sehingga membuat *stent* terdorong dan mengembang. Setelah mencapai ukuran yang ditargetkan, tekanan pada balon akan dikeluarkan sehingga balon dapat mengecil kembali, namun *stent* akan tetap pada bentuknya dan menyangga plak agar tidak terjadi penyempitan plak

kembali (*restonosis*). Hal ini dapat terjadi karena beban yang diberikan kepada *stent* telah melewati batas elastis material sehingga *stent* dapat mempertahankan bentuknya setelah balon dilepaskan [13]. Material balon yang digunakan pada umumnya adalah terbuat dari lateks atau silikon, namun balon yang baik adalah balon dengan material *polyurethane*. Gambar di bawah ini merupakan penjelasan bagaimana proses pemasangan *balloon expandable stent*.



Gambar 2 7 Proses pemasangan BES (a) Kateter dan *stent* dimasukkan ke dalam pembuluh darah, (b) Ekspansi *Stent*, (c) *Stent* telah proses ekspansi.
(<https://openwetware.org>)

2.2.3 Material *Stent*

Berdasarkan komposisinya materialnya *stent* dapat dibedakan menjadi 2 jenis yaitu *Bare Metal Stent* (BMS) dan *Drug Eluting Stent* (DES).

1. *Bare Metal Stent* (BMS)

Merupakan *stent* generasi pertama yang dapat terbuat dari *Stainless Steel* 316L atau *Cobalt Chromium* L605. SS 316L telah menjadi material standar dalam pembuatan BES, ini telah disetujui oleh *Food and Drug Administration* (FDA) Amerika. Beberapa tipe *stent* populer dari SS 316L diantaranya *Biodic Ysio*TM, *BeStent*TM, *Cypher*TM, *NIRflex*TM, *Taxus*TM, *Liberte*TM dan *Rithron*TM [14].

Stainless Steel 316L merupakan baja karbon rendah yang memiliki sifat ketahanan aus yang baik. SS 316L mempunyai kandungan *Chromium* 16-18%. Material ini dilakukan penambahan unsur molibdenum yang memberikan dampak perlindungan terhadap korosi. SS 316L banyak digunakan dalam proses permesinan, biasanya digunakan untuk pembuatan alat-alat farmasi, alat biomedis seperti *pin* tulang, *exhaust manifold* dan komponen-komponen teknik lainnya karena keuletan yang baik dan kekuatan yang tinggi. Yaitu mempunyai *Ultimate tensile strength* 560 MPa. Tabel 2.1 dibawah ini menunjukkan properti kimia dari *Stainless Steel 316L*[7].

Tabel 2 1 Chemical Properties S316L [7]

Steel type	Chemical Properties (wt %)								
	Cr	Ni	Mn	Mo	Si	C	S	P	Fe
SS 316L	16-18	10-14	2	2-3	0.75	0.03	0.03	0.045	Balan ce

2. Drug Eluting Stent (DES)

DES merupakan BMS dengan dilalut polimer dan obat tertentu untuk membantu mengurangi kemungkinan terjadinya *restenosis* atau penyempitan kembali pembuluh arteri. Bahan polimer pada DES digunakan untuk membawa dan melindungi obat sebelum dan selama prosedur pemasangan *stent*. Setelah *stent* selesai dipasang maka polimer akan mengontrol pelepasan obat pada dinding pembuluh arteri jantung.

Jin, dkk [15] telah melakukan penelitian dengan membandingkan efek pemasangan BMS dan DES setelah enam bulan dan disimpulkan efek *restenosis* atau penyempitan kembali, dari kedua *stent* tersebut tidak jauh berbeda, meskipun DES memang dapat mengurangi risiko *restenosis*.

2.2.4 Mekanisme Ekspansi Balon

Dalam bentuk ekspansinya, balon yang digunakan untuk mengembangkan *stent* terbagi menjadi dua tipe yaitu :

a. *Ordinary Balloon*

Merupakan balon yang simetris, baik saat kondisi sebelum diberikan tekanan dan setelah diberikan tekanan. Dalam proses ekspansi, balon tersebut mengembang ke segala arah. Dibawah ini menunjukkan gambar *ordinary balloon* :



Gambar 2 8 *Ordinary Balloon*

b. *Offset Balloon*

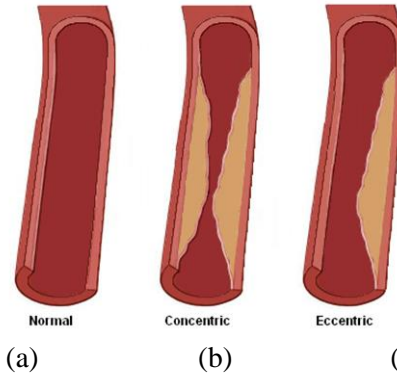
Merupakan balon yang pada saat belum diberikan tekanan dimensinya simetris, namun ketika diberikan tekanan untuk mengembang, arah pengembangannya ke satu arah saja. Dibawah ini menunjukkan gambar *offset balloon* :



Gambar 2 9 *Offset Balloon*

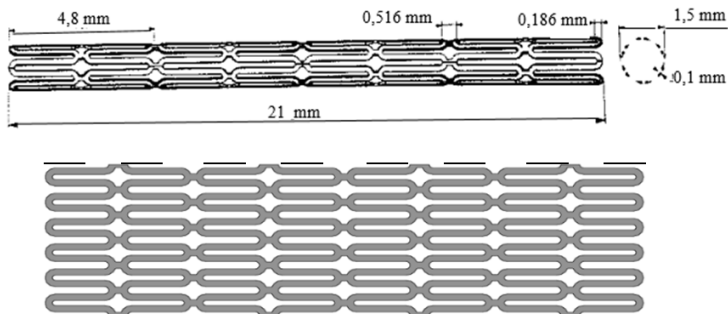
2.3 Penelitian Terdahulu

Penelitian yang telah dilakukan oleh Syaifudin, dkk [7], pada tahun 2016 dari Universitas Hokkaido, salah satu tujuan penelitian tersebut adalah merancang *stent asymmetric* untuk mengurangi efek pecahnya pembuluh darah yang tidak terkena plak pada kasus plak tidak simetris (eksentrik). Berikut ini gambar perbedaan dari plak simetris dan plak eksentrik yang biasanya terjadi pada kasus penyempitan pembuluh darah.

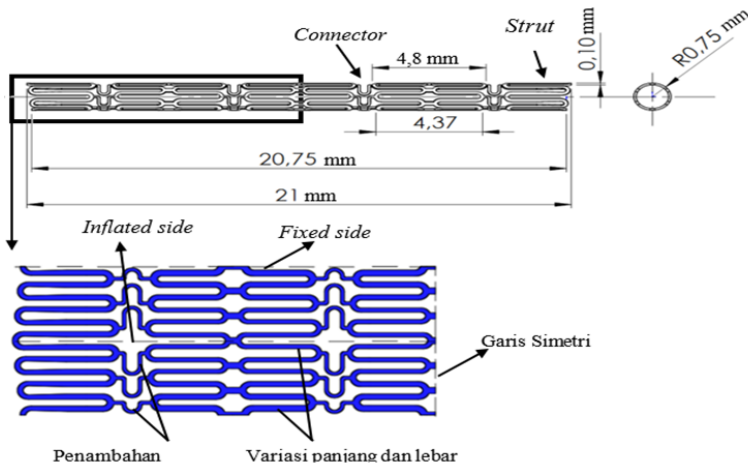


Gambar 2 10 (a) pembuluh darah normal. (b) pembuluh darah dengan penyempitan yang simetris. (c) Pembuluh darah dengan penyempitan eksentrik
(Syiaifuddin [7])

Dengan memodifikasi *sinusoidal stent* yaitu dengan membuat *strut* dan *connector* dengan bentuk U, variasi ketebalan dan panjang *strut* dengan diameter *stent* 1,5 mm. Simulasi penelitian dilakukan menggunakan *Ansys Mechanical APDL*. Dalam penelitian tersebut ada empat modifikasi yang dilakukan terhadap *stent sinusoidal* yaitu panjang *struts* yang bervariasi, lebar *struts* yang bervariasi, penambahan *connector* dan lebar lengkungan yang bervariasi dari *struts*.



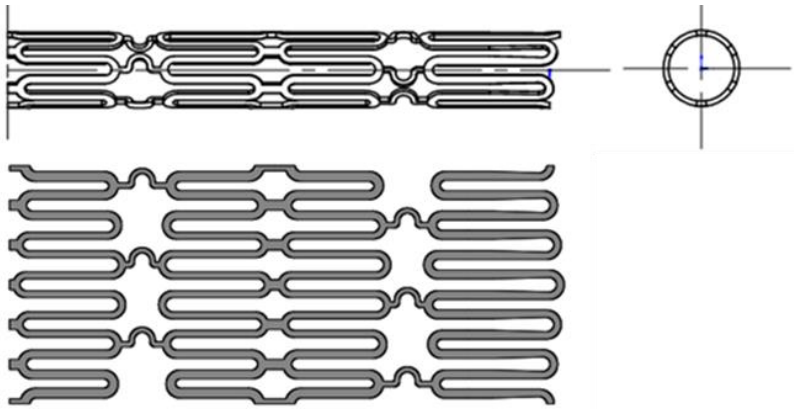
Gambar 2 11 Sinusoidal Stent
(Syiaifuddin [7])



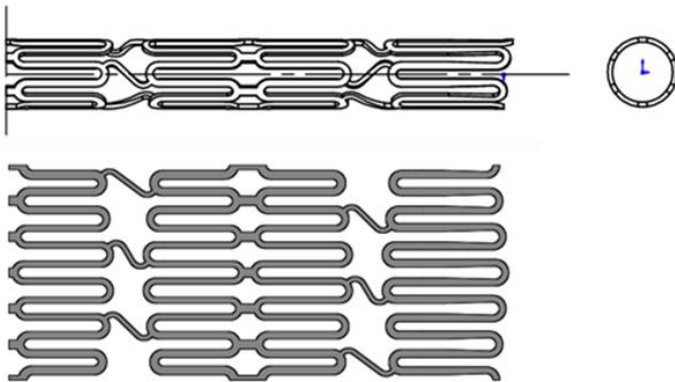
Gambar 2 12 *Asymmetric Stent*
(Syaifuddin [7])

Dari hasil penelitian tersebut ABES berhasil mengarahkan ekspansi *stent* pada bagian plak yang diinginkan oleh dokter. Dengan menggunakan balon tipe *offset* (asimetris), efek ekspansi asimetris menjadi semakin besar. Namun demikian, pola deformasi plastik yang diperoleh belum optimal, oleh karena itu desain ini selanjutnya dikembangkan untuk menghasilkan kinerja ABES yang lebih baik.

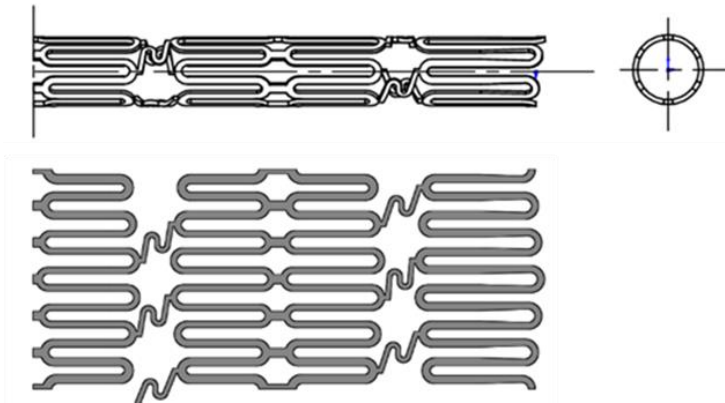
Selanjutnya penelitian dilanjutkan oleh Syah [8], dimana penelitian tersebut salah satu tujuannya adalah memperbaiki desain awal yang telah diusulkan oleh Syaifudin, dkk [7], dengan membuat variasi *connector* untuk mengetahui performa terbaik dari desain *stent*. Pada penelitian tersebut, Syah mengajukan tiga variasi *connector* yang kemudian disimulasikan dengan metode elemen hingga. Gambar di bawah ini merupakan variasi *connector* yang diusulkan oleh Syah.



Gambar 2 13 Tipe *Connector U* dengan 6 *Cell*, 3 *Connector*
(Koharudin Syah [8])



Gambar 2 14 Tipe *Connector N* dengan 6 *Cell*, 3 *Connector*
(Koharudin Syah [8])



Gambar 2 15 Tipe Connector Z dengan 6 Cell, 3 Connector
(Koharudin Syah [8])

Dari hasil penelitian tersebut didapatkan secara keseluruhan dari tiga tipe modifikasi yang diimplementasikan, *connector* yang menghubungkan *struts* ke arah diagonal yaitu ABES tipe Z mempunyai kinerja yang lebih baik, karena mempunyai nilai karakteristik deformasi yang rendah dibandingkan dengan *connector* yang sejajar dengan *struts* (ABES tipe U dan N).

2.4 Metode Elemen Hingga

Metode elemen hingga adalah metode numerik untuk menyelesaikan masalah *engineering* dan matematika fisik secara prediktif atau mendekati peristiwa/kejadian sesungguhnya. Contoh dari permasalahan yang dapat diselesaikan oleh metode ini adalah analisis struktur, perpindahan panas dan massa, aliran fluida, massa, dan potensial elektromagnetik.

Keunggulan dari metode elemen hingga adalah mampu untuk menyelesaikan permasalahan yang mencakup geometri yang rumit, pembebanan dan properti material yang tidak bisa diselesaikan dengan metode matematika analitis. Metode matematika analitis menggunakan persamaan *differential* untuk menyelesaikan permasalahan sehingga memerlukan data terperinci

pada setiap benda/*body*. Hal ini jelas tidak mungkin dilakukan pada geometri yang rumit.

Dengan adanya metode elemen hingga, keandalan dan keakuratan dari perancangan suatu produk akan lebih cepat dan mudah diselesaikan, sehingga akan menghemat waktu dan biaya dalam proses perancangan sampai proses produksi. Saat ini, telah banyak perangkat lunak berbasis metode elemen hingga untuk menyelesaikan persoalan yang rumit, di antaranya, ANSYS, ABAQUS, SOLIDWORKS dan lain-lain.

2.4.1 Prosedur MEH

Tahapan langkah-langkah dalam menyelesaikan analisis struktur menggunakan *software* elemen hingga secara garis besar menjadi sebagai berikut :

1. Pembuatan geometri awal struktur yang akan dianalisis.
2. Penentuan jenis material dan properti dari material yang digunakan. Hal ini berkenaan dengan massa jenis dari material tersebut, *modulus* elastis (*modullus young*), *poisson ratio*, dll.
3. Penentuan jumlah elemen yang akan diberikan pada model geometri tersebut.
4. Pembuatan elemen dari hasil pemodelan geometri struktur yang akan dianalisis (*mess generation*)
5. Pemberian kondisi batas (*boundary condition*). Kondisi batas diperlukan untuk menentukan bagaimana model tertumpu pada dudukannya dalam kondisi nyata. Hal ini sangat menentukan bagaimana hasil dari analisa model geometri tersebut. Berbagai macam kondisi batas yang biasa digunakan antara lain *fixed-fixed*, *fixed-free*, *free* dsb.
6. Penentuan jenis material dan properti dari material yang digunakan. Hal ini berkenaan dengan massa jenis dari material tersebut, *modulus* elastis (*modullus young*), *poisson ratio*, dll.
7. Pemberian kondisi pembebanan (*loading condition*) . Kondisi pembebanan yang diberikan pada model struktur bergantung dengan kondisi nyatanya. Hal ini dilakukan

untuk mendapatkan hasil yang sedekat mungkin dengan kondisi kenyataannya. Beban yang biasa digunakan antara lain baban gaya, tekanan, momen baik statik maupun dinamis.

8. Proses Analisis. Langkah ini merupakan langkah terakhir dalam tahapan analisis metode elemen hingga. Analisis dilakukan dengan bantuan perangkat lunak berbasis metode elemen hingga. Jenis analisis yang dapat dilakukan juga bervariasi dari jenis statis, dinamis, *buckling* maupun analisa perpindahan panas.

2.4.2 Verifikasi

Verifikasi dapat didefinisikan sebagai apakah simulasi menyelesaikan persamaan atau tidak. Verifikasi simulasi dengan cara sederhana dapat dilakukan dengan membandingkan hasil simulasi dengan hasil lainnya, yang memiliki masalah fisik dan sistem MEH yang serupa.[8]

2.4.3 Validasi

Validasi dapat dipahami sebagai apakah simulasi menggunakan persamaan yang benar atau tidak, dapat dilakukan dengan membandingkan dengan eksperimen dan memeriksa model FEM apakah itu mewakili eksperimen atau tidak. Dalam kasus simulasi penempatan *stent*, validasi adalah tugas yang paling sulit karena perpindahan (*displacement*) sebagai hasil primer dari FEM tidak dapat divalidasi melalui percobaan *in vivo* maupun *in vitro*. *In vivo* adalah eksperimen dengan menggunakan keseluruhan organ hidup, sedangkan *in vitro* adalah eksperimen yang dilakukan tidak dalam organ hidup tetapi dalam lingkungan terkontrol yang mirip dengan kondisi sesungguhnya. Dimensi *stent* yang mikro merupakan masalah utama dalam percobaan. Oleh karena itu, diperlukan beberapa pendekatan untuk melihat apa yang terjadi selama penempatan *stent*. Pendekatan ini harus divalidasi bahwa hasilnya merupakan hasil simulasi yang valid. Jenis analisis, model material yang ditugaskan untuk setiap komponen, tipe,

dan ukuran elemen, dan model kontak untuk kontak elemen divalidasi dengan penelitian sebelumnya dan referensi ANSYS.

Berkaitan dengan salah satu cara validasi untuk simulasi yang tidak mungkin divalidasi dengan eksperimen, bahwa pemahaman terhadap teori yang mendasari simulasi sangat penting untuk membaca hasil simulasi, apakah hasil simulasi *make sense* (masuk akal) atau tidak. Teori dasar yang perlu dipahami adalah sebagai berikut :

a. Konsep Tegangan

Sebuah gaya dan momen yang bekerja pada sebuah titik dari potongan penampang menghasilkan distribusi tegangan yang bekerja pada penampang tersebut. Tegangan dapat dipisahkan berdasarkan sumbu mana tegangan tersebut bekerja. Secara umum tegangan dapat dibagi menjadi tegangan normal dan tegangan geser. [16]

Tegangan normal adalah tegangan yang diakibatkan oleh gaya yang bekerja pada sumbu normal penampang, dimana jika gaya yang bekerja menyebabkan panjang disebut gaya tarik, dan jika gaya yang bekerja menyebabkan perpendekkan batang maka disebut gaya tekan.

$$\sigma = \frac{F}{A} \dots\dots\dots (2.1)$$

dimana : σ = Tegangan atau gaya per satuan luas (N/m²)

F = Gaya tegak lurus penampang (N)

A = Luas penampang (m²)

Pada material *ductile*, kegagalan biasa terjadi diawali dengan luluhnya material (*yielding*). Ada banyak teori yang digunakan untuk memprediksi kegagalan material *ductile*, salah satunya *maximum-distortion-energy theory* dari Von Mises dan H.Hencky[14].

b. Konsep Regangan

Regangan dinyatakan sebagai pertambahan panjang per satuan panjang. Regangan digunakan untuk mengetahui

deformasi yang terjadi pada suatu benda[14]. Dibawah ini merupakan rumus dari regangan diperoleh dari perpanjangan (δ) dibagi dengan panjang awal (L) atau dirumuskan seperti berikut :

$$\varepsilon = \frac{\delta}{L} \dots\dots\dots(2.2)$$

dimana : ε = regangan

δ = perubahan panjang (mm)

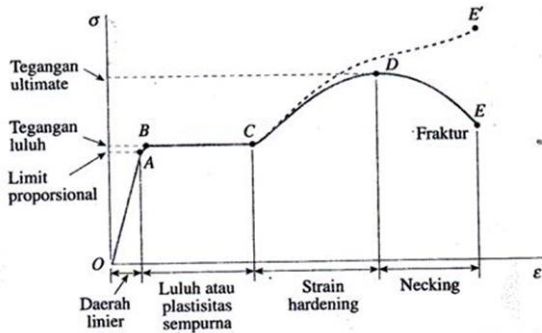
L = panjang awal (mm)

c. Hubungan Tegangan dan Regangan

Hubungan tegangan dan regangan pertama kali dikemukakan oleh Robert Hooke pada tahun 1687. Dalam Hukum Hooke dijelaskan bahwa apabila suatu baja lunak ditarik oleh gaya *aksial* tertentu pada kondisi temperatur ruang maka material tersebut akan mengalami regangan yang nilainya berbanding lurus dengan tegangan ataupun dengan beban *aksial* yang diberikan, kondisi tersebut kemudian disebut juga kondisi elastis. Hubungan tegangan dan regangan dapat di interpretasikan sebagai berikut :

$$\sigma = E \varepsilon \dots\dots\dots(2.3)$$

Tetapan E merupakan tetapan pembanding tegangan dan regangan yang disebut *modulus young*. Sedangkan σ pada persamaan 2.3 merupakan tegangan dan ε adalah regangan. Secara grafis tetapan E adalah kemiringan dari garis lurus yang ditarik dari titik asal ke titik A pada diagram tegangan-regangan seperti yang terlihat pada gambar 2.16 sebagai berikut,



Gambar 2 16 Diagram Tegangan Regangan Material [2]

Penjelasan tersebut menekankan bahwa hukum hooke hanya berlaku pada batas proporsional dari bahan yang ditunjukkan pada titik A pada diagram Tegangan-Regangan tersebut. Oleh karena itu secara fisis nilai *modulus young* menunjukkan nilai kekakuan bahan terhadap beban yang diberikan dan merupakan suatu sifat yang pasti dari bahan.

2.5 Analisis Yang Digunakan

2.5.1 Analisis Tegangan *Von Mises*

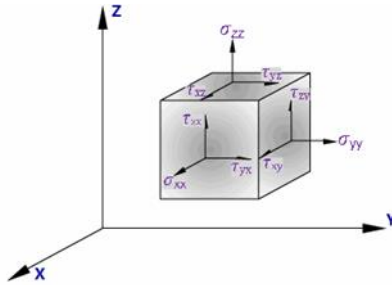
Dengan suatu pengetahuan hanya pada tegangan *yield* dari suatu material, teori kegagalan ini memprediksikan “*ductile yielding*” dibawah suatu kombinasi pembebanan, dengan akurasi lebih baik daripada teori-teori kegagalan lainnya. Teori kegagalan ini (*Maximum Distorsion Energy Theory*) diusulkan pertama kali oleh M.T. Hueber (1904) kemudian diperbaiki dan diperjelas oleh R.Von Mises (1913) dan oleh H. Hencky (1925). Teori kegagalan ini lebih sering dikenal dengan teori kegagalan *Von Mises*. Teori kegagalan ini menyatakan bahwa kegagalan terjadi apabila tegangan ekuivalen yang terjadi melewati harga tegangan *yield* material, serta faktor keamanan yang diambil adalah N, sehingga supaya tidak terjadi kegagalan [17] :

$$\sigma_{eq} = \frac{\sigma_{ys}}{N} \dots\dots\dots (2.4)$$

Dimana :

σ_{eq} = tegangan ekuivalen [N/m²]

σ_{ys} = tegangan *yield* material [N/m²]



Gambar 2 17 Arah tegangan pada kubus
(<http://www.rockmechs.com>)

$$\tau_{eq} = \frac{\sqrt{2}}{2} \left[(\sigma_x - \sigma_y)^2 + (\sigma_y - \sigma_z)^2 + (\sigma_x - \sigma_z)^2 + 6(\tau_{xy}^2 + \tau_{yz}^2 + \tau_{zx}^2) \right]^{\frac{1}{2}} \dots\dots(2.5)$$

Dimana :

σ_{eq} = tegangan *ekivalen* (N/m²)

σ_{ys} = tegangan *yield* material (N/m²)

σ_x = tegangan pada sumbu x (N/m²)

σ_y = tegangan pada sumbu y (N/m²)

σ_z = tegangan pada sumbu z (N/m²)

τ_{xy} = tegangan pada bidang x arah sumbu y (N/m²)

τ_{yz} = tegangan pada bidang y arah sumbu z (N/m²)

τ_{zx} = tegangan pada bidang z arah sumbu x (N/m²)

2.5.2 Analisis Karakteristik Deformasi

Sebuah deformasi akan terjadi apabila terdapat gaya yang mengenai suatu bahan. Selama adanya gaya yang bekerja, maka selama itu bahan akan menyerap energi. Besar kecilnya gaya yang bekerja ini akan membuat benda mengalami

perubahan bentuk dan ukuran. Perubahan bentuk dan ukuran secara fisik disebut deformasi. Terdapat 2 macam deformasi yaitu deformasi elastis dan deformasi plastis. Benda yang mengalami deformasi dapat kembali ke kondisi dan ukuran semula setelah gaya yang diberikan dilepas disebut deformasi elastis, sedangkan benda yang mengalami deformasi tetapi setelah gaya yang diberikan, benda tersebut tidak kembali ke kondisi semula disebut deformasi plastis, hal ini terjadi ketika benda telah melewati batas elastisitas atau *yield stress* material.

Sebagai mekanisme pengembangan yang didasarkan pada perilaku elastis dan plastis suatu material, elastisitas pada *stent* terjadi bersamaan dengan pengempisan balon atau dapat disebut kondisi relaksasi. Dalam mekanisme ekspansi *stent*, untuk mendapatkan karakteristik deformasi telah dilakukan studi oleh Migliavaacca [18]. Karakteristik deformasi yang diperoleh yaitu :

a. *Recoil*

Recoil merupakan persentase penurunan diameter *stent* dari diameter ekspansi menuju diameter relaksasi. Persamaan *Recoil* dapat dilihat dibawah ini [19] :

Recoil pada bagian ujung (distal) *stent* :

- $Distal\ Radial\ Recoil = \frac{R_{load\ distal} - R_{unload\ distal}}{R_{load\ distal}} \dots\dots\dots (2.6)$

Recoil pada bagian tengah *stent* :

- $Central\ Radial\ Recoil = \frac{R_{load\ central} - R_{unload\ central}}{R_{load\ central}} \dots\dots\dots (2.7)$

Recoil pada panjang *stent* :

- $Longitudinal\ Recoil = \frac{L_{load} - L_{unload}}{L_{load}} \dots\dots\dots (2.8)$

Dengan :

$R_{load\ distal}$ = Jari-jari di ujung *stent*, saat ekspansi (mm)

$R_{unload\ distal}$ = Jari-jari ujung *stent*, setelah ekspansi (mm)

$R_{load\ central}$ = Jari-jari di tengah *stent*, saat ekspansi (mm)

$R_{unload\ central}$ = Jari-jari di tengah *stent*, setelah ekspansi (mm)

L_{load} = Panjang *stent*, saat ekspansi (mm)

L_{unload} = Panjang *stent*, saat relaksasi (mm)

b. *Foreshortening*

Foreshortening merupakan persentase pemendekan panjang *stent* saat sebelum dikembangkan menuju panjang setelah dikembangkan. *Stent* yang baik memiliki tingkat *foreshortening* yang rendah. Nilai *foreshortening* didapat dari persamaan[19] :

- $$Foreshortening = \frac{L - L_{load}}{L} \dots\dots\dots(2.9)$$

Dengan : L = Panjang *stent* awal (mm)

L_{unload} = Panjang *stent*, saat relaksasi (mm)

c. *Dog boning*

Dogboning merupakan persentase pemendekan antara diameter *stent* di bagian ujung dengan diameter *stent* di bagian tengah saat dikenai beban maksimum. Besarnya *dog boning* dapat diperoleh dengan persamaan berikut ini[19] :

- $$Dog\ boning = \frac{R_{load\ distal} - R_{load\ central}}{R_{load\ distal}} \dots\dots\dots(2.10)$$



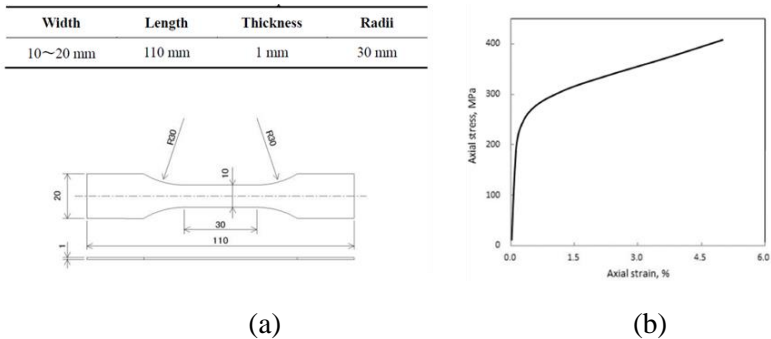
Gambar 2 18 Pengaruh *dog boning* pada *stent* saat dikembangkan

(<https://openwetware.org>)

2.5.3 Perubahan Kekasaran Permukaan

Perubahan kekasaran permukaan dari *stent* berbeda dengan kekasaran permukaan yang disebabkan oleh proses *mechining*, dimana perubahan kekasaran permukaan *stent* adalah akibat oleh regangan yang terjadi, pada kenyataan perubahan kekasaran permukaan *stent* sebenarnya sulit untuk didapatkan, karena keterbatasan peralatan observasi mikroskopik. Untuk mendapatkan korelasi antara regangan plastis dan perubahan kekasaran permukaan, pada penelitian terdahulu percobaan skala besar yaitu uji tarik *uniaksial* dengan menggunakan spesimen standar. Saat ini, pengamatan makroskopik lanjutan banyak dilakukan untuk mengukur kekasaran permukaan spesimen skala mikro. Namun, pengukuran regangan menggunakan alat pengukur regangan menjadi masalah karena geometri yang kecil. Oleh karena itu, percobaan skala besar menjadi pilihan dalam penelitian ini[19,20].

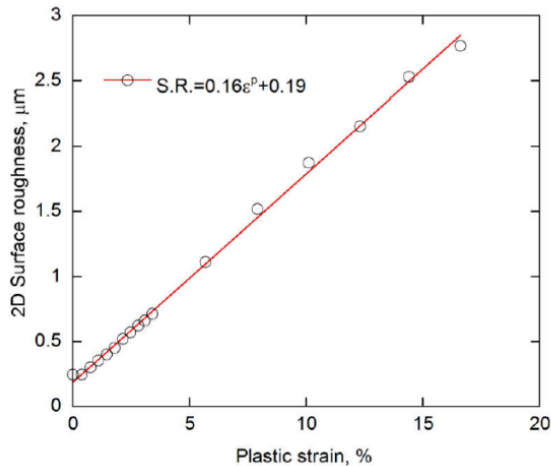
Percobaan skala besar yang dilakukan adalah uji tarik murni *intermitten* spesimen yang terbuat dari SS 316NG, yang menghubungkan deformasi plastis dan perubahan kekasaran permukaan. Data dari uji tarik *intermitten* menggambarkan bagaimana deformasi plastis mempengaruhi perubahan kekasaran permukaan. Geometri spesimen ditunjukkan pada gambar 2.19. Bahan untuk pengujian adalah SS 316NG [6]. Pemuatan tidak diterapkan terus menerus sampai kegagalan spesimen, kekasaran permukaan diukur seperti yang ditunjukkan pada gambar 2.19.



Gambar 2 19 Geometri spesimen uji dan hasil percobaan uji tarik *intermitten* (Syaifuddin [7])

Pengukuran kekasaran permukaan dilakukan pada area 2D spesimen yang sama, selama uji tarik *intermitten* dengan menggunakan mikroskop pemindai laser warna. Yaitu, kekasaran permukaan yang didapat adalah kekasaran permukaan 2D. Rata-rata kekasaran (R_a) digunakan sebagai parameter untuk mengevaluasi kekasaran permukaan *stent*. R_a didefinisikan sebagai rata-rata *aritmatika* dari nilai absolut koordinat profil kekasaran (ditunjukkan pada gambar di bawah ini) dan salah satu langkah kekasaran permukaan efektif yang umum digunakan dalam praktik rekayasa umum. Gambar 2.20 menunjukkan korelasi antara regangan plastis dan kekasaran permukaan 2D dapat dinyatakan dengan persamaan [19,20].

$$S_R = 0.16 \varepsilon^p + 0.19 \dots \dots \dots (2.11)$$



Gambar 2 20 Kurva Hubungan regangan plastis dengan kekasaran permukaan 2D SS 316NG (Syiaifuddin [7])

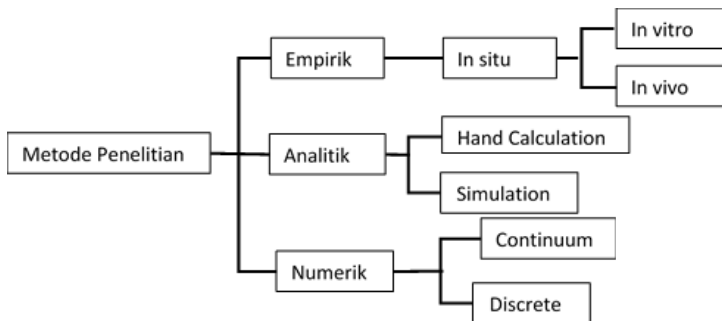
Dimana SR adalah kekasaran permukaan (μm) dan ϵ^p adalah regangan plastik (mm/mm) Persamaan 2.1 menunjukkan batas terendah SS 316NG dari perubahan kekasaran permukaan yang terjadi akibat deformasi plastis. Berdasarkan Persamaan 2.11, bahwa batas ketahanan regangan SS 316NG yang tidak mengubah kekasaran permukaan adalah regangan 0,0012 mm/mm. Dengan menggunakan persamaan ini regangan plastik tanpa beban dapat diperoleh pada simulasi MEH tentang ekspansi *stent*, kekasaran permukaan dapat dinilai dan diprediksi dengan segera. Dengan demikian, prosedur serupa dapat diterapkan pada semua simpul dari metode elemen hingga [19,20].

“Halaman ini sengaja dikosongkan.”

BAB III

METODE PENELITIAN

Penelitian ini dilakukan berdasarkan tahapan-tahapan yang sistematis. Hal ini dilakukan agar memperoleh hasil penelitian yang sesuai dengan harapan. Dalam menentukan metode penelitian, gunakan metode yang paling efektif untuk menjawab tujuan penelitian yang sedang dilakukan. Dalam bidang keteknikan, ada tiga metode yang dapat digunakan dalam proses penelitian, seperti pada gambar 3.1 berikut ini :



Gambar 3 1 Bagan metode penelitian

3.1 Metode Elemen Hingga

Dalam menyelesaikan simulasi desain *stent* baru ini, *Ansys R18 Workbench* (ANSYS Inc., Pennsylvania, USA) merupakan *software* yang digunakan. *Software* berbasis elemen hingga untuk menyelesaikan masalah teknik struktural yang kompleks dan membuat keputusan desain yang lebih baik dan lebih cepat. Dengan perangkat ini, kita dapat memberikan parameter untuk menyesuaikan dan mengotomatisasi solusi masalah model penelitian. Dalam simulasi ini untuk mendapatkan sifat mekanik objek penelitian, model yang digunakan adalah balon *offset* dan *stent*.

3.1.1 Pembuatan *Solid Model*

Dalam pembuatan solid model pada penelitian ini digunakan *software Solidworks* 2016, dengan membuat model jenis 3D. *Solidworks* merupakan perangkat lunak CAD (*Computer Aided Design*) yang digunakan untuk perancangan dua dimensi maupun tiga dimensi. Pembuatan model desain 3D adalah proses menggambar bentuk tiga dimensi objek penelitian.. Bagian yang dimodelkan adalah *Stent*.

Desain *Stent* yang akan di redesain ini didapatkan dari penelitian terdahulu yaitu ABES desain yang telah diusulkan oleh Syaifudin [7] dan Syah [8]. Desain yang akan di redesain adalah *Asymmetric Balloon Expandable Stent* (ABES) tipe *connector Z* yang berjumlah 3 *connector* dengan diameter 1,5 mm dan *thickness* 0.1 mm. Spesifikasi desain tersebut dapat dilihat pada Gambar 2.11.

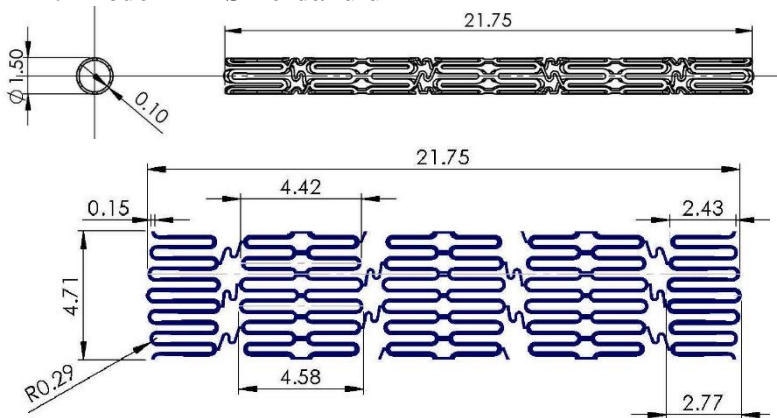
Pada penelitian ini diusulkan ABES dengan variasi *Struts* dengan mengacu pada penelitian yang dilakukan oleh Peter *Szabadits* [17] bahwa pada penelitian tersebut membandingkan stent jenis *open cell* dengan *stent close cell* dan disimpulkan bahwa *stent open cell* dengan *connector* yang sedikit mempunyai unjuk kerja yang lebih baik. Dan yang kedua mengacu pada penelitian yang dilakukan oleh David *Chua*, dkk[18], dimana pada penelitian tersebut membuktikan bahwa dengan memvariasikan jumlah *struts cell*, ketebalan struts dan panjang *struts* dapat mengubah sifat karakteristik deformasi dari *stent*. Oleh karena itu pada penelitian dilakukan pembuatan model *stent* dengan membuat variasi pada bagian *struts*.

Langkah awal yang dilakukan dalam menggambar model *stent* pada *Solidworks* adalah membuat sketsa awal diameter geometri *stent* yaitu diameter 1,5 mm, kemudian dilakukan *extrude* sepanjang *stent* yang akan dibuat. Selanjutnya membuat *Plane* sejajar sketsa awal diameter dengan jarak 1,5 mm, *plane* tersebut kemudian dibuat menjadi *Sketch* untuk membuat geometri dari *stent* yang akan dibuat, selanjutnya

melakukan proses *wrapping* dari *sketch stent* terhadap diameter.

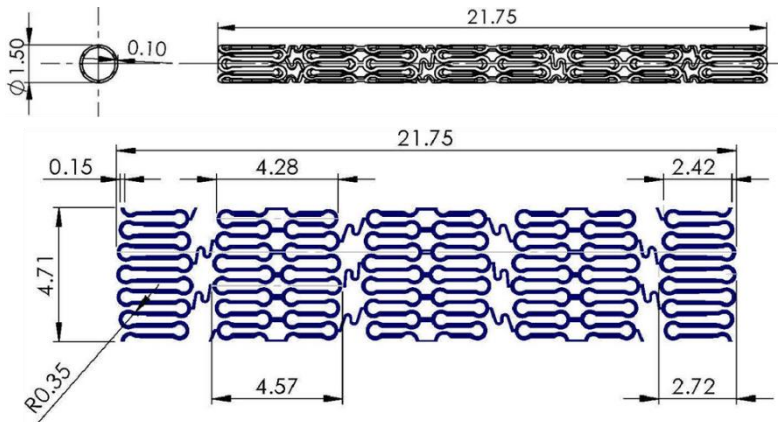
Dalam penelitian ini, obyek penelitian yaitu *Stent* akan divariasikan pada area *struts* dengan mengacu referensi desain yang sudah ada di pasaran, dengan variasi desain sebagai berikut:

1. Model ABES Terdahulu



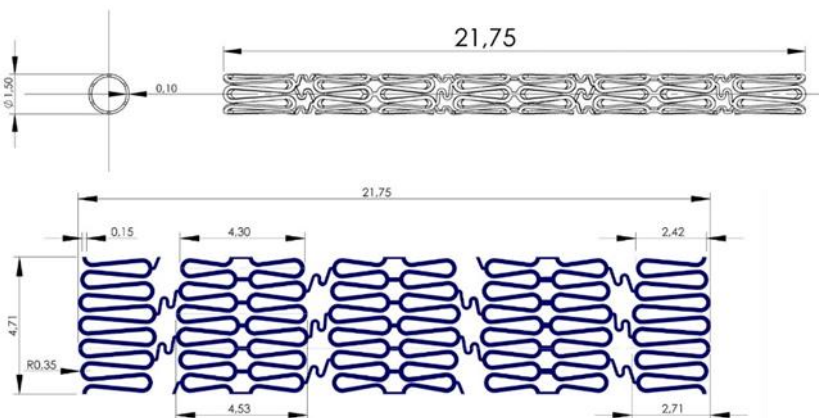
Gambar 3 2 Desain *Asymmetric Balloon Expandable Stent Tipe Connector Z*

2. Model ABES 1



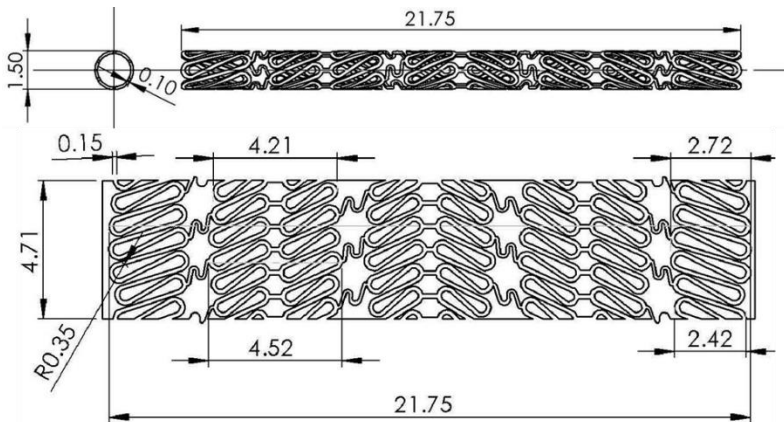
Gambar 3 3 Desain *Asymmetric Balloon Expandable Stent Tipe Connector Z* model 1

3. Model ABES 2



Gambar 3 4 Desain *Asymmetric Balloon Expandable Stent Tipe Connector Z* model 2

1. Model ABES 3



Gambar 3 5 Desain *Asymmetric Balloon Expandable Stent Tipe Connector Z* model 3

Tabel 3 1 Perbandingan Model ABES

Kategori	Model			
	Terdahulu	1	2	3
Panjang Stent (mm)	21,75	21,75	21,75	21,75
Diameter dalam Stent (mm)	1,3	1,3	1,3	1,3
Diameter luar Stent (mm)	1,5	1,5	1,5	1,5
Panjang <i>Slot</i> terpendek Stent (mm)	4,42	4,28	4,3	4,21
Panjang <i>Slot</i> terpanjang Stent (mm)	4,58	4,57	4,53	4,52
Panjang <i>Struts</i> Stent (mm)	31,76	32,46	33,12	34,76
Luas Area dalam Stent (mm ²)	34,8	34,2	32,22	32

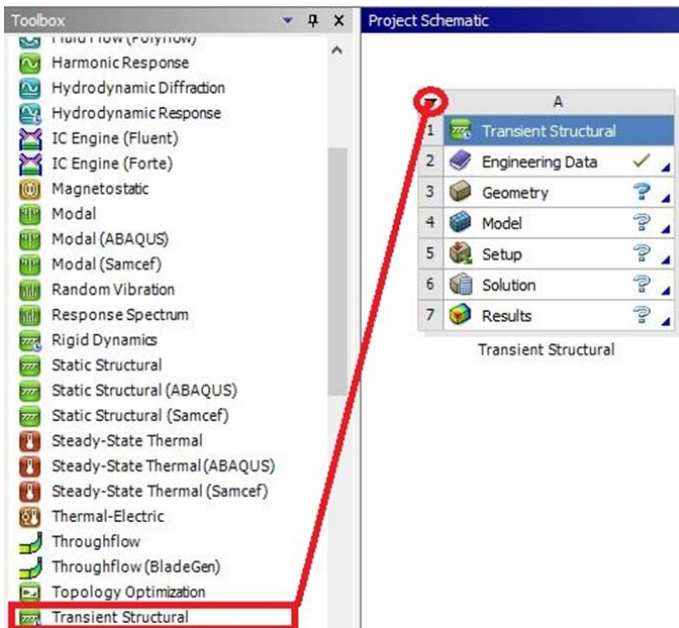
3.1.2 Pembuatan *Solid Model*

Tahapan-tahapan simulasi yang dilakukan dalam metode elemen hingga menggunakan ANSYS *Workbench* R18.0 di antaranya sebagai berikut :

3.1.2.1 Model Metode Elemen Hingga

Pemodelan yang dipilih dalam simulasi ini adalah *Transient structural-multilinear isotropic*, analisa *Transient* digunakan

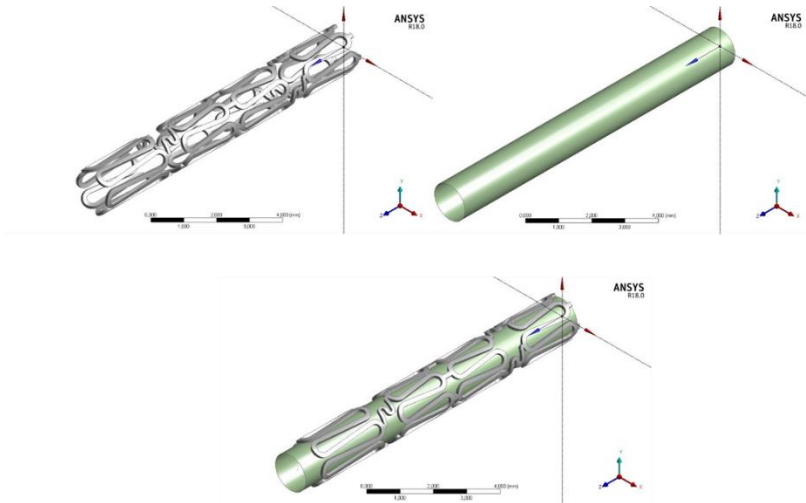
untuk mengetahui kekuatan serta mengetahui kondisi kritis yang dimiliki struktur yang dianalisis sesuai dengan kondisi sebenarnya. Kondisi kritis merupakan kondisi dimana kegagalan dari struktur paling mungkin terjadi dan dapat tercapai karena pada kondisi tersebut terdapat tegangan maksimum yang dialami struktur tersebut. *User interface Ansys R.18 Workbench – Static Structural* dapat dilihat pada gambar 3.6



Gambar 3 6 Tampilan jendela *Ansys Workbench R18 - Transient Structural*

Dalam penelitian ini simulasi hanya dilakukan proses ekspansi balon dan *stent*, tanpa melibatkan plak dan pembuluh darah. Ini bertujuan untuk mengetahui pengaruh desain terhadap proses ekspansi. Pembuatan model simulasi dilakukan dengan fitur *Design Modeller*. Langkah pertama adalah *import* geometri dari desain *stent* yang telah dibuat menggunakan *software Solidworks*,

Selanjutnya adalah membuat geometri balon dengan koordinat *cylindrical*.



Gambar 3 7 (1) Geometri ABES, (2) Geometri Balon dengan metode shell, (3) Geometri gabungan antara ABES dan Balon.

3.1.2.2 Model Material

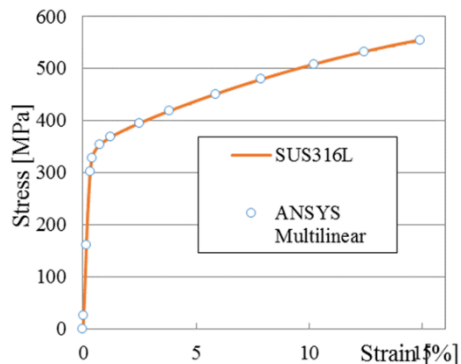
Dalam proses simulasi, tahap pertama merupakan pemilihan material. Material pada *Stent* yang digunakan adalah SS 316 L dan material Balon yang digunakan adalah *Polyurethane*. Sifat *multilinear isotropic* untuk *stent* ditambahkan untuk menghasilkan hasil yang sesuai dengan material sesungguhnya, nilai ini diperoleh dari hasil *fitting-curve* uji tarik SS 316L, yang komposisi kimia seperti ditunjukkan pada tabel 3.2. Kemudian diplot sesuai dengan gambar 3.8 di bawah. Kurva tegangan-regangan dari uji tarik kemudian dimasukkan ke dalam material *properties stent*. Sedangkan untuk didefinisikan sebagai *hiperelastis isotropik* (hampir tidak dapat dikompres), dengan memilih *Mooney Rivlin 2* parameter agar balon dapat mengalami ekspansi sampai dengan 300%. Sifat material balon menggunakan penelitian oleh Chua, dkk [19].

Tabel 3 2 Model Material untuk Simulasi

Komponen	Balloon	Stent
<i>Density (tonne/ mm³)</i>	1.38 x 10 ⁻⁹	7.99 x 10 ⁻⁹
Material	Polyurethane	SUS 316 L
<i>Modulus Young (GPa)</i>	0.03447	218,319
<i>Poison Ratio</i>	0.495	0.33
Material Behavior	Hyperelastic	Multilinear Isotropic Hardening
Material Konstan	Mooney-Rivlin (MPa) : C ₁₀ = 1.032 C ₀₁ = 3.693 d = 0.004261	Fitting stress-strain curve hasil dari uji tensile dari SUS 316L

Tabel 3 3 Data *Stress-strain* SS 316L *multilinear isotropik*

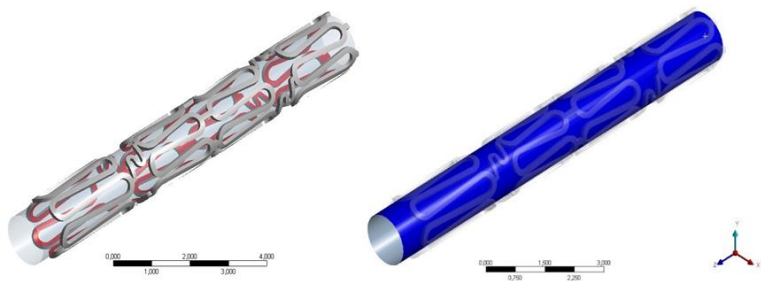
<i>Point</i>	<i>Stress (MPa)</i>	<i>Strain (mm/mm)</i>
1	0,00	0
2	24,67	0,000113
3	161,13	0,0014
4	301,02	0,003
5	328,10	0,004
6	352,79	0,0075
7	369,32	0,012
8	394,76	0,025
9	418,59	0,038
10	450,90	0,058
11	479,28	0,078
12	508,05	0,10
13	532,17	0,12
14	553,38	0,15

**Gambar 3 8** Kurva *Stress Strain* SS316 L

3.1.2.3 Elemen Kontak

Mendefinisikan kontak dalam prosedur MEH *nonlinear* merupakan salah satu langkah yang sangat penting. Ketidaksesuaian atau tidak akurasi definisi kontak akan menyebabkan hasil yang tidak konvergen, sehingga saat mendefinisikan kontak harus sesuai menggunakan prosedur dasar dari ANSYS dan referensi lain yang sama. Pada simulasi ini ada dua komponen yang dibatasi oleh satu luasan kontak. Awalnya elemen kontak dimodelkan saling bersentuhan, yaitu antara *stent* dan balon sehingga perlu dilakukan pendefinisian kontak yang terjadi, dalam penelitian ini elemen kontak yang didefinisikan adalah kontak antara permukaan luar balon dengan permukaan dalam *stent*. Terlihat pada Gambar 3.9 permukaan kontak pada

permukaan dalam *stent* diberi warna merah sedangkan kontak pada permukaan luar balon ditunjukkan dengan warna biru.



Gambar 3 9 Elemen kontak antara balon dengan *stent*

Tabel 3 4 *Contact Properties* material

<i>Contact Properties</i>	<i>Balloon to stent</i>
<i>Contact detection</i>	<i>Nodes projected from contact</i>
<i>Contact surface behavior</i>	<i>Frictional</i>
<i>Normal stiffness</i>	0,1
<i>Coefficient of friction</i>	0,15

3.1.2.4 Elemen Kontak

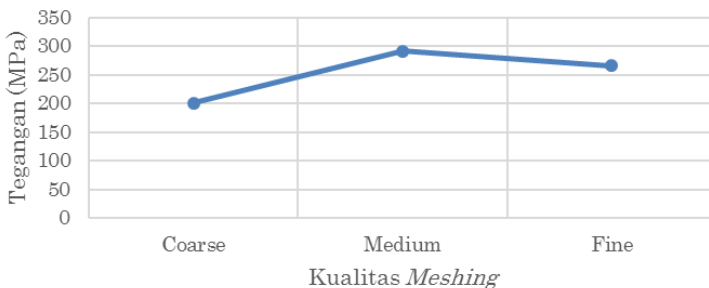
Diskritisasi atau *meshing* adalah proses pembagian benda menjadi elemen-elemen yang lebih kecil. Proses ini sangat mempengaruhi hasil dari simulasi. Oleh karena itu *meshing* harus dilakukan dengan jenis dan jumlah elemen yang sesuai dengan kebutuhan. Pada *Ansys Workbench* R18 terdapat beberapa jenis *mesh* yaitu *solid mesh*, *shell mesh* dan *beam mesh*. Pemilihan jenis *mesh* ini tergantung pada tingkat ketelitian yang diinginkan. Seperti contohnya sebuah *plat* dapat dianalisis dengan *solid mesh* maupun dengan *shell mesh*., Elemen yang dihasilkan dengan *solid mesh* akan lebih banyak dan hasil lebih teliti. Sedangkan dengan

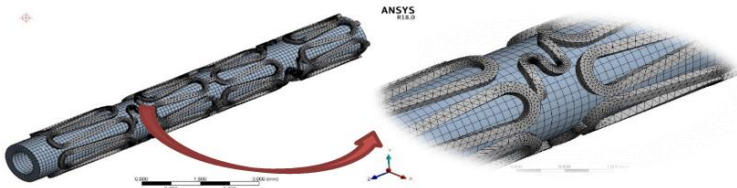
shell mesh, elemen yang dihasilkan lebih sedikit sehingga perhitungan lebih cepat.

Dalam studi ini tipe *mesh* untuk balon adalah *shell mesh* dengan tipe *quadaratical* karena melihat dari bentuk geometri dari balon yang berbentuk tube, dan untuk tipe *mesh* dari *stent* adalah *curvature mesh*, karena dari geometri *stent* yang banyak lekukan. Dalam menentukan besarnya ukuran *meshing* dilakukan dengan cara melakukan internal *pressure* menggunakan *curvature mesh* dimana akan menghasilkan *meshing* mengikuti bentuk lekukan geometri *bodies* dan melakukan 3 variasi ukuran mesing yaitu *coarse*, *medium* dan *fine* kemudian membandingkan hasil tegangan *von mises* maksimum dengan ukuran *meshing* yang telah ditentukan. Penentuan parameter *meshing* ini dilakukan pada *stent* saja. Data hasil perbandingan *meshing* dapat dilihat pada tabel 3.5.

Tabel 3 5 *Contact Properties material*

Ukuran Meshing	$\sigma_{von\ mises}$ (MPa)	Number of Elements
<i>Coarse</i>	201.29	41314
<i>Medium</i>	291.57	79619
<i>Fine</i>	266.19	80078





Gambar 3 10 Hasil Medium Meshing

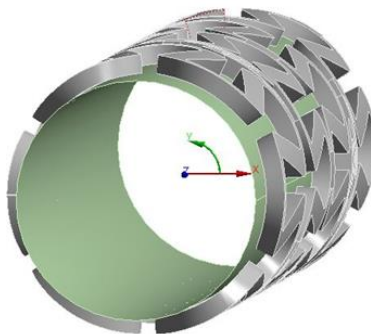
Dengan melihat hasil tabel *meshing* pada tabel 3.4, terlihat besar nilai tegangan *equivalen* pada tiap *meshing* memiliki nilai yang berbeda, dan jumlah elemen antara medium dan *fine meshing* tidak banyak berbeda. Untuk mendapatkan hasil simulasi yang lebih akurat maka dapat ditentukan parameter ukuran *meshing* yang diambil untuk melakukan simulasi yaitu ukuran *fine meshing*.

3.1.2.5 Kondisi Batas

Kondisi batas yang dilakukan pada penelitian ini yaitu :

- Koordinat silindris (*Cylindrical Coordinat*)

Koordinat yang digunakan oleh model simulasi ini yaitu koordinat polar berupa koordinat silindris yaitu sumbu X merupakan arah radial, Y merupakan arah *circumferencial*, dan Z merupakan arah longitudinal.



Gambar 3 11 Penambahan *Cylindrical coordinat* pada pusat balon

- *Symmetry Region*

Untuk menyederhanakan simulasi, panjang model yang disimulasikan hanya setengah dari panjang total. Dengan hal ini kapasitas penyimpanan data dan waktu yang dibutuhkan untuk menyelesaikan simulasi akan lebih sedikit. Agar mendapatkan panjang model simulasi dalam keadaan yang sebenarnya, dilakukan *boundary condition* berupa *symmetry region* pada penampang *stent* dan balon di bagian tengah dari panjang.

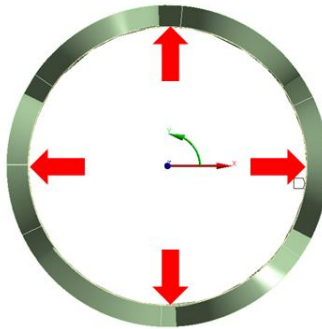


Gambar 3 12 *Symmetry Region* pada perpotongan *Stent*

- *Internal Displacement Load*

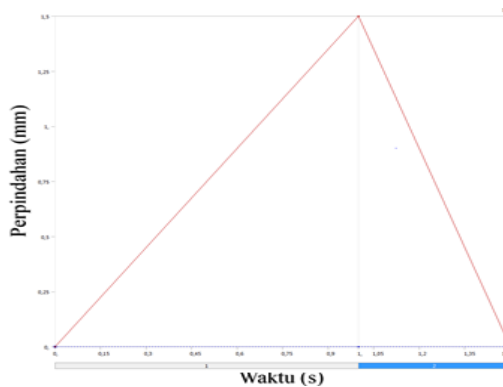
Pembebanan model diterapkan pada permukaan dalam balon ke arah radial seperti yang digambarkan pada Gambar 3.13. Balon mengembang ke arah radial sampai 2 kali dari besar diameter awal. Balon tersebut mendapat perpindahan internal yang seragam dari 0 – 1,5 mm. Tekanan diterapkan dalam 1,5 detik, saat 1 detik awal untuk ekspansi dan 0,5 detik selanjutnya untuk deflasi.

0: MODEL 3
 Displacement 2
 Time: 1.5
 05/07/2018 23:48
 Displacement 2
 Components: 0,0,0, mm



Gambar 3 13 Pemberian Beban *Displacement*

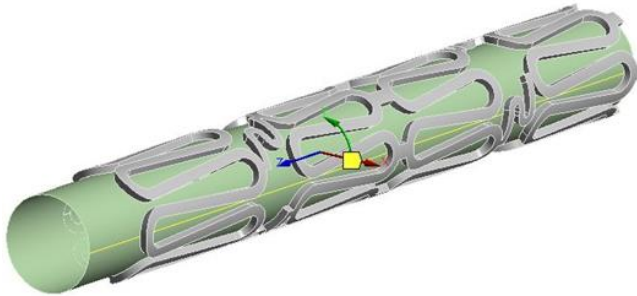
Proses simulasi pada studi ini, *stent* dikembangkan atau di ekspansikan oleh balon dengan waktu 1 detik menuju 1 arah dengan memberi perpindahan menuju arah Sumbu X (Sumbu Radial) sebesar 1,5 mm, kemudian setelah mencapai waktu 1 detik, tekanan balon dihilangkan sampai waktu 1,5 detik hingga beban mencapai nilai 0. Diagram proses ekspansi *stent* dapat dilihat seperti gambar 3.13 di bawah berikut ini



Gambar 3 14 Grafik tekanan pada ekspansi dan deflasi ABES

- Tumpuan *Displacement*/Perpindahan

Untuk mendapatkan efek asimetris ABES, maka langkah yang harus dilakukan adalah dengan menggunakan *support displacement* pada balon dengan membuat garis bayangan / *edge* yang memanjang ke arah sumbu Z longitudinal sepanjang balon, kemudian dengan menggunakan koordinat silindris dengan nilai sumbu X sebesar nol, sumbu Y sebesar nol dan sumbu Z dibebaskan atau *free*, ini bertujuan agar balon mengembang hanya satu arah.



Gambar 3 15 Penempatan kondisi batas *displacement* pada ABES

3.1.2.6 Solution Control

Untuk simulasi ekspansi balon dan *stent*. Hal-hal yang akan dianalisis yaitu :

- Tegangan ekuivalen *von mises* / σ *von mises* (yang diterima *stent* setelah proses ekspansi oleh balon untuk mengetahui pengaruh desain) pada satu titik terluar *stent* yang mengalami ekspansi terbesar ke arah sumbu X radial, dan saat maksimum.
- *Displacement* yang terjadi pada *stent* pada satu titik terluar *stent* yang mengalami ekspansi terbesar ke arah sumbu X

radial dan Z longitudinal, digunakan untuk menganalisis *recoil*, *forehortening* dan *dogboning*

- *Equivalen Plastic Strain* yang terjadi pada seluruh *bodies stent*, digunakan untuk menganalisis perubahan kekasaran permukaan pada *stent*

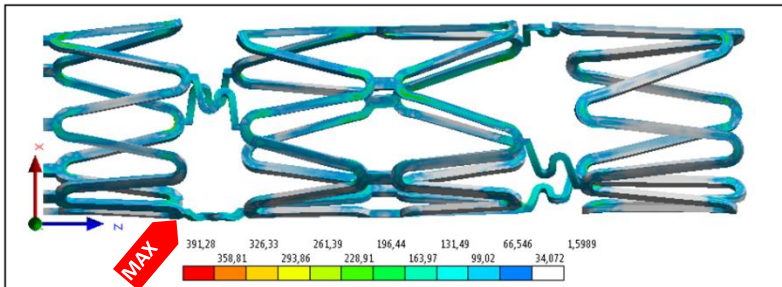
BAB IV

HASIL DAN DISKUSI

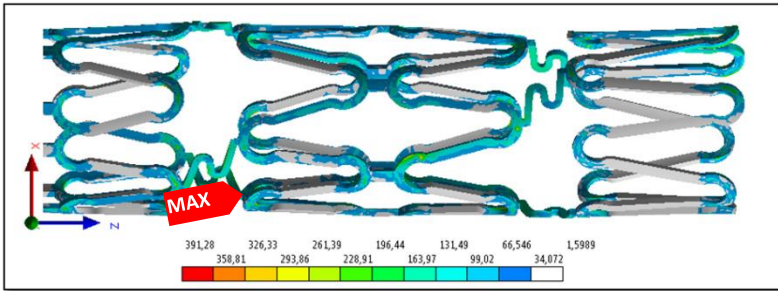
Setelah melakukan simulasi ekspansi balon terhadap semua model ABES dengan metode elemen hingga menggunakan perangkat lunak ANSYS *Workbench* R18, berikut ini adalah hasil analisis yang diperoleh dari simulasi pada masing-masing desain ABES, berupa analisis terhadap distribusi tegangan ekuivalen *Von Mises*, analisis perubahan karakteristik deformasi dan analisis perubahan kekasaran permukaan..

4.1 Hasil Distribusi Tegangan Sisa

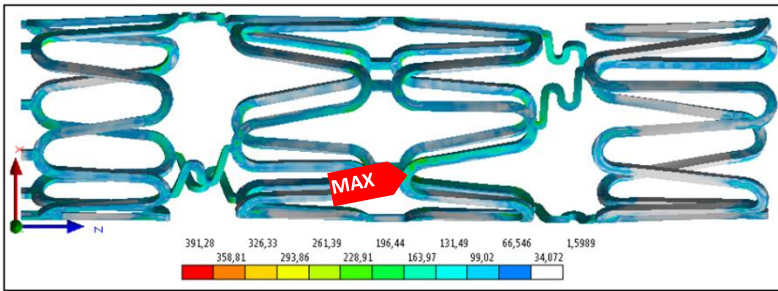
Dalam simulasi yang dilakukan, terdapat dua distribusi tegangan ekuivalen *Von Mises* yang didapatkan, yaitu setelah *recoil* dan ketika beban maksimum (*peak point*). Gambar 4.1 menunjukkan penampakan distribusi tegangan ekuivalen *von mises* pada setiap model ABES setelah mengalami *recoil*, dimana balon telah mengalami deflasi setelah diekspansikan satu arah yaitu arah sumbu X. Distribusi tegangan tersebut juga dapat disebut dengan tegangan sisa. Tegangan sisa adalah tegangan yang tertinggal di dalam struktur material setelah pemberian beban (*inelastic deformation*).



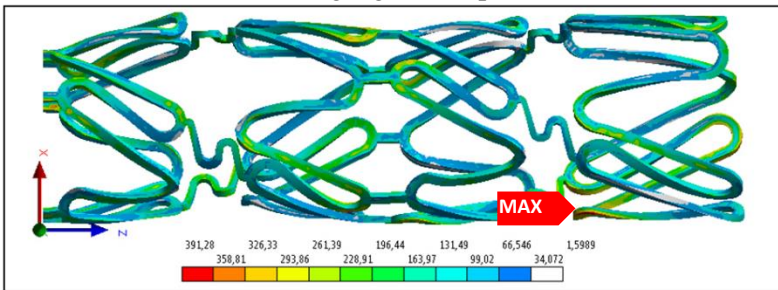
(a) Distribusi Tegangan Sisa pada Model Terdahulu



(b) Distribusi Tegangan Sisa pada Model 1



(c) Distribusi Tegangan Sisa pada Model 2

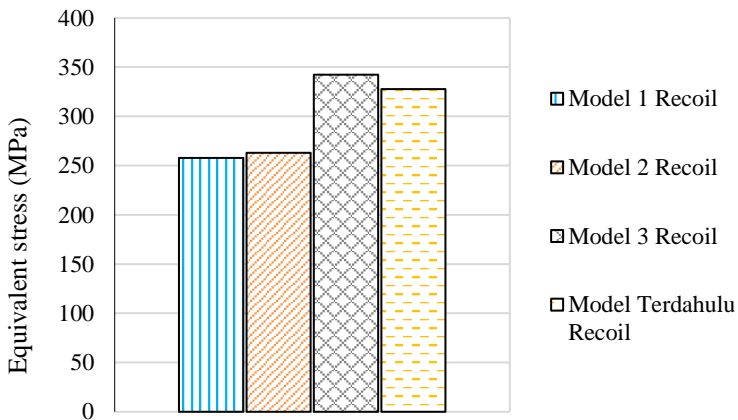


(d) Distribusi Tegangan Sisa pada Model 3

Gambar 4 1 Distribusi Tegangan Sisa pada Setiap Model ABES

Berdasarkan gambar 4.1, distribusi tegangan sisa terdapat pada area yang berwarna selain putih, sebab area berwarna putih menunjukkan area tersebut tidak mengalami tegangan sisa. Sedangkan label “Max” pada model menunjukkan posisi tegangan

sisa maksimum pada tiap model ABES. Tegangan sisa maksimum dari empat model terletak pada ujung *struts*, tetapi posisi dari tegangan sisa pada masing-masing tipe ABES berbeda. Pada gambar di atas, model terdahulu dan model 2 mempunyai besar area yang sebanding antara area yang mengalami tegangan sisa dan yang tidak mengalami tegangan sisa, sedangkan pada model 1 area yang mengalami tegangan sisa terlihat lebih kecil dibanding area yang tidak mengalami tegangan sisa, namun berbeda pada model 3, area tegangan sisa hampir menutupi bagian *stent*, hal ini terjadi karena bentuk *struts* yang rapat membuat struktur *struts* menjadi lebih kaku sehingga saat diberi beban, struktur menerima beban besar dan menghasilkan tegangan sisa yang besar juga. Hasil yang terbaik adalah desain yang memiliki persebaran tegangan sisa yang kecil, hal ini dikarenakan untuk menghindari terjadinya *micro crack* pada bagian *struts* saat dilakukan ekspansi [22].



Gambar 4 2 Grafik Perbandingan Tegangan Sisa

Gambar 4.2 merupakan grafik perbandingan nilai tegangan sisa maksimum untuk tiap model. Pada gambar 4.2 terlihat bahwa nilai tegangan sisa terbesar terjadi pada tipe 3 sebesar 342,40 MPa, dilanjutkan dengan tipe terdahulu sebesar 327,58 MPa, tipe 2

sebesar 263,06 MPa dan terkecil pada tipe 1 sebesar 257,88 MPa. Dalam membuat desain ABES yang baik, hindari desain yang memiliki tegangan sisa yang besar. Hal ini bertujuan untuk menghindari kemungkinan *micro crack* yang dapat terjadi pada desain *stent* apabila menerima beban kembali. Sebab dalam kenyataannya ABES tidak hanya dilakukan ekspansi sekali, namun berulang kali sampai mencapai diameter nominal yang diinginkan. Sehingga dari data tersebut, model ABES yang baik adalah model 1, hal ini disebabkan nilai tegangan sisanya memiliki nilai yang paling rendah dibandingkan model lainnya.

Tabel 4.1 merupakan hasil simulasi tegangan ekuivalen *von mises* pada tiap model ABES. Nilai tegangan ekuivalen *von mises* ketika beban maksimum (*peak point*) menunjukkan nilai tegangan yang diterima ABES pada saat balon ekspansi penuh, dari nilai yang didapatkan pada tabel 4.1 yang memiliki nilai tegangan *peak* maksimum terbesar terdapat pada model 3 sebesar 532,64 MPa dan terkecil pada model 2 sebesar 457.43 MPa, tegangan maksimum ini haruslah berada pada region plastik material (lebih besar dari tegangan *yield* material) agar pada saat diekspansikan kemudian dideflasi, ABES masih mempertahankan ukuran yang diinginkan, namun haruslah lebih rendah dari tegangan maksimum material (UTS). Dari data tabel 4.1 terlihat bahwa semua nilai tegangan *peak* lebih kecil dibandingkan dengan nilai UTS material, sehingga semua model dapat dikatakan masih cukup aman untuk diekspansikan sebesar 2 kali lipat dari diameter awal ABES.

Tabel 4 1 Nilai Tegangan Ekuivalen *Von Mises* Maksimum
Semua Model

	MODEL 1	MODEL 2	MODEL 3	MODEL TERDAHULU
Massa (gram)	0,014716	0,013946	0,014655	0,014545
UTS (MPa)	554,02	554,02	554,02	554,02
σ <i>Von Mises Peak</i> (MPa)	462,27	457,43	532,64	510,84
σ <i>Von Mises Recoil</i> (MPa)	257,88	263,06	342,4	327,58

4.2 Hasil Karakteristik Deformasi

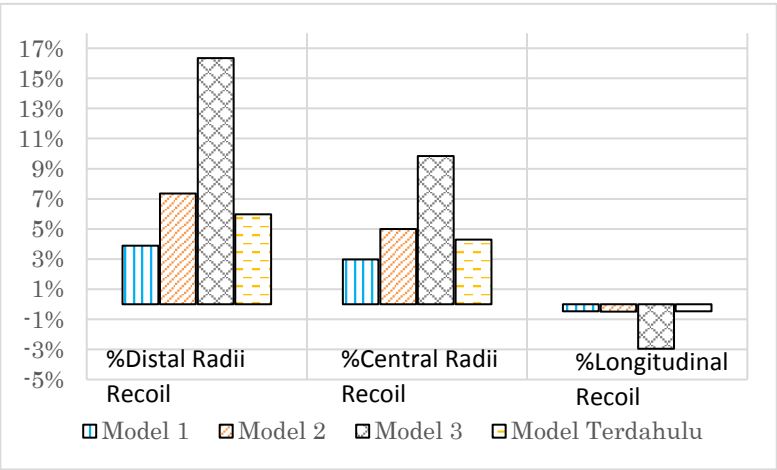
Berikut ini hasil simulasi setelah proses ekspansikan deflasi balon, didapatkan jari-jari dan panjang dari masing-masing tipe *connector*.

4.2.1 Analisis *Recoil*

Berikut ini data *recoil* yang didapatkan dari simulasi tiap model ABES yang mengalami ekspansi dan deflasi. Data *recoil* didapatkan dari perubahan diameter dan panjang ABES di bagian ujung (*distal*) dan tengah (*central*). Semua data *recoil* dapat dilihat pada tabel 4.2. Kemudian dari data tersebut dibuat perbandingan perubahan karakteristik deformasi berupa, persentase *distal radii recoil*, *central radii recoil* dan *longitudinal recoil* untuk tiap model dengan membuat grafik perbandingan *recoil* pada gambar 4.3.

Tabel 4 2 Nilai Perubahan Karakteristik Deformasi *Recoil* Semua Model

	MODEL 1	MODEL 2	MODEL 3	MODEL TERDAHULU
Diameter awal (mm)	1,5	1,5	1,5	1,5
Diameter Beban Peak (mm)	3,310	3,310	3,480	3,410
Diameter Beban Recoil (mm)	3,177	3,068	2,909	3,208
Panjang awal (mm)	10,889	10,889	10,897	10,935
Panjang Beban Penuh (mm)	10,526	10,515	10,256	10,421
Panjang Beban Dilepas (mm)	10,574	10,567	10,558	10,471
%DISTAL RADII RECOIL	3,896%	7,359%	16,352%	5,967%
%CENTRAL RADIAL RECOIL	2,977%	4,984%	9,845%	4,302%
%LONGITUDINAL RECOIL	-	-	-2,945%	-0,475%



Gambar 4 3 Grafik Persentase *Recoil*

Pada gambar 4.3, terdapat 3 grafik yang menunjukkan karakteristik *recoil* pada tiap model ABES. Tiap model dibandingkan dalam satuan persentase untuk tiap karakteristik *recoil*. Grafik persentase distal *radii recoil* merupakan grafik yang membandingkan besar *recoil* yang terjadi pada ujung luar ABES ditinjau dari besar radius sisi luar ABES setelah deflasi dan saat mengalami beban maksimum. Terlihat pada gambar grafik di atas persentase distal *radii recoil* persentase terbesar terdapat pada model 3 sebesar 16,352%, model 2 sebesar 7,359%, model terdahulu dengan besar 5,967% dan yang paling kecil adalah model 1 sebesar 3,896%. Grafik kedua merupakan grafik persentase *central radii recoil*, grafik ini membandingkan besar *recoil* yang terjadi pada tengah ABES ditinjau dari radius bagian tengah ABES setelah deflasi dan saat mengalami beban maksimum. Dari grafik tersebut terlihat bahwa model 3 memiliki persentase terbesar dibanding model lainnya sebesar 9,845%, model 2 sebesar 4,984%, model terdahulu sebesar 4,302% dan yang terkecil model 1 sebesar 2,977%. Grafik ketiga adalah grafik persentase longitudinal *recoil*, grafik ini membandingkan besar *recoil* yang terjadi akibat pemendekan ABES terhadap sumbu Z. Dari grafik tersebut terlihat bahwa model 3 memiliki persentase terbesar dibanding model lainnya sebesar -2,945%, model 2 sebesar -0,495%, model terdahulu sebesar -0,475% dan yang terkecil model 1 sebesar -0,458%. Nilai minus pada longitudinal *recoil* terjadi karena *recoil* yang terjadi merupakan peristiwa pemanjangan.

Dalam desain ABES, karakteristik *recoil* sangat mempengaruhi kinerja ABES dalam melakukan ekspansi [23], saat ABES diekspansikan menuju diameter nominal yang diinginkan namun karena peristiwa *recoil* membuat diameter nominal ABES tidak mencapai diameter nominal yang diinginkan. Oleh karena itu karakteristik *recoil* yang baik adalah yang memiliki persentase rendah, kecuali pada longitudinal *recoil*, karena yang paling baik adalah yang memiliki persentase tinggi. Dari semua karakteristik *recoil*,

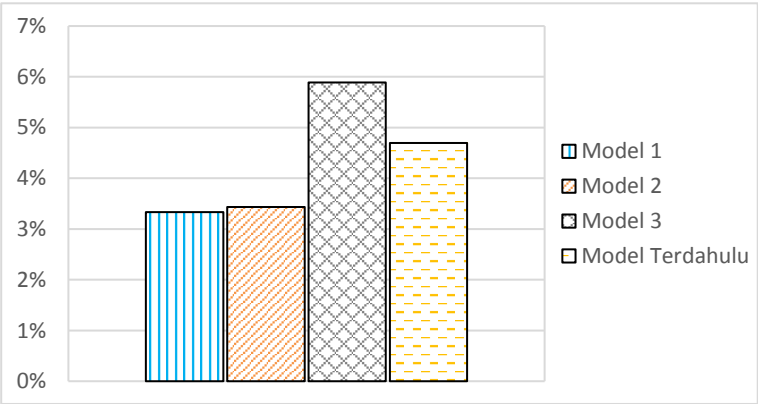
model 1 memiliki sifat karakteristik *recoil* yang lebih baik dibandingkan model lainnya.

4.2.2 Analisis *Foreshortening*

Berikut ini data *foreshortening* yang didapatkan dari simulasi tiap model ABES yang mengalami ekspansi dan deflasi. Data *foreshortening* didapatkan dari perubahan panjang ABES pada saat beban maksimum dibanding dengan panjang awal. Semua data *foreshortening* dapat dilihat pada tabel 4.3. Kemudian dari data tersebut dibuat perbandingan perubahan karakteristik deformasi berupa, persentase *foreshortening* untuk tiap model dengan membuat grafik perbandingan *foreshortening* pada gambar 4.4.

Tabel 4 3 Nilai *Foreshortening* semua model

	MODEL 1	MODEL 2	MODEL 3	MODEL TERDAHULU
Panjang awal (mm)	10,89	10,89	10,90	10,94
Deformasi arah Z Peak (mm)	-0,363	-0,373	-0,641	-0,51376
Panjang saat Peak (mm)	10,53	10,52	10,26	10,42
% FORESHORTENING	3,334%	3,434%	5,886%	4,698%



Gambar 4 4 Grafik perbandingan *Foreshortening*

Gambar 4.4 merupakan perbandingan nilai persentase *foreshortening* untuk tiap model ABES. Berdasarkan grafik pada gambar diatas nilai persentase *foreshortening* pada tiap model ABES yang mempunyai persentase nilai yang tertinggi yaitu ABES model 3 sebesar 5,886% dan yang paling kecil dimiliki ABES model 1 sebesar 3,334%. Berdasarkan grafik penilaian *foreshortening* dibanding dengan grafik karakteristik *recoil*, bahwa tingkat *recoil* dari ABES berbanding lurus dengan nilai *foreshortening*, nilai persentase karakteristik *recoil* yang tinggi juga akan menyebabkan tingkat *foreshortening* yang tinggi.

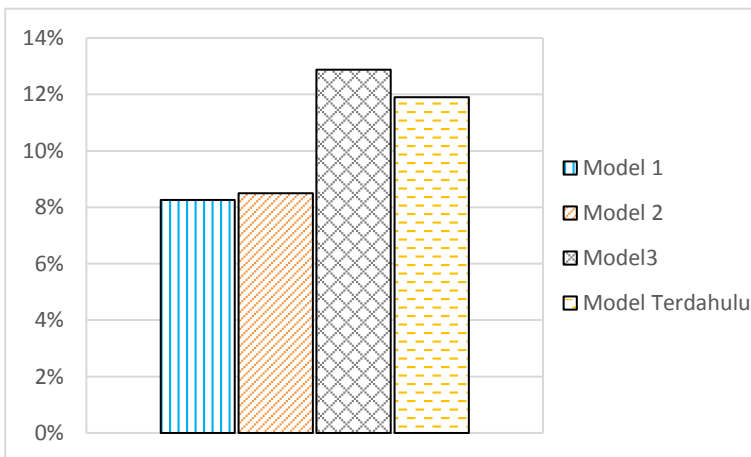
Besar efek *foreshortening* sangat bergantung pada kekakuan dan bentuk. Dalam desain *stent*, efek *foreshortening* pasti terjadi, dimana pada saat ABES diekspansikan menuju diameter nominal yang diinginkan panjang ABES akan mengalami pemendekan dikarenakan membesarnya area *slot* pada ABES, hal ini normal terjadi namun diusahakan sekecil mungkin terjadi. Oleh karena itu, efek *foreshortening* dalam proses desain ABES diusahakan seminimal mungkin. Efek *foreshortening* yang baik adalah yang memiliki persentase rendah,. Dari semua efek *foreshortening*, model 1 memiliki sifat efek *foreshortening* yang lebih baik dibandingkan model lainnya.

4.2.3 Analisis *Dog boning*

Berikut ini data *dogboning* yang didapatkan dari simulasi tiap model ABES yang mengalami ekspansi dan deflasi. Data *dogboning* didapatkan dari perbedaan antara diameter luar (distal) dengan diameter tengah (*center*) ABES pada saat beban telah dilepas. Semua data *dogboning* dapat dilihat pada tabel 4.4. Kemudian dari data tersebut dibuat perbandingan perubahan karakteristik deformasi berupa, persentase *dogboning* untuk tiap model dengan membuat grafik perbandingan *dogboning* pada gambar 4.4.

Tabel 4 4 Nilai *Dogboning* Semua Model

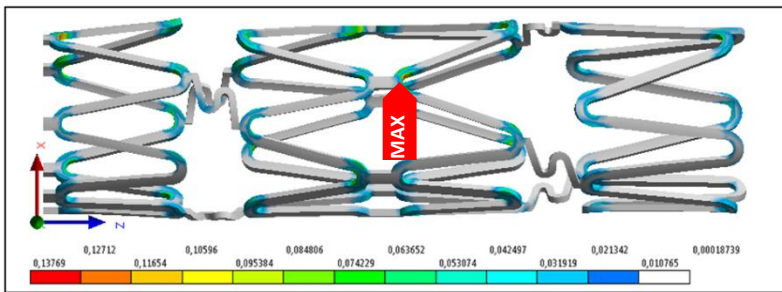
	MODEL 1	MODEL 2	MODEL 3	MODEL TERDAHULU
Diameter awal (mm)	1,50	1,50	1,50	1,50
Diameter Distal Peak (mm)	3,31	3,31	3,48	3,41
Diameter Central Peak (mm)	3,0330	3,0301	3,0299	3,0056
%DOG BONING	8,261%	8,503%	12,878%	11,899%

**Gambar 4 5** Grafik *Dogboning*

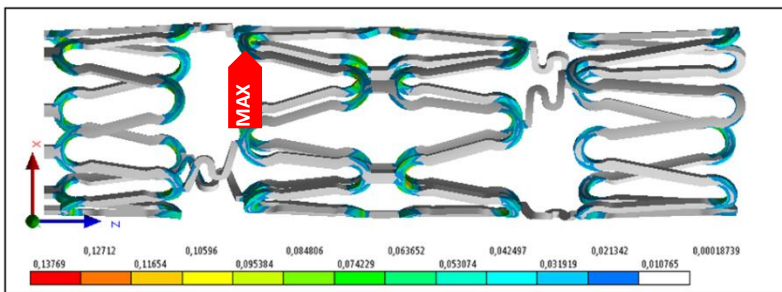
Gambar 4.5 merupakan perbandingan nilai persentase *dogboning* untuk tiap model ABES. Berdasarkan grafik pada gambar diatas, nilai persentase *dogboning* pada tiap model ABES yang mempunyai persentase nilai yang tertinggi adalah ABES model 3 sebesar 12,878% dan yang paling kecil dimiliki ABES model 1 sebesar 8,261%. Berdasarkan grafik penilaian *dogboning* dibanding dengan grafik karakteristik *recoil*, bahwa tingkat *recoil* dari ABES berbanding lurus dengan nilai *dogboning*, dimana nilai persentase karakteristik *recoil* yang tinggi juga akan menyebabkan tingkat *dogboning* yang tinggi.

Pada dasarnya *dogboning* dapat berpotensi merusak target pembuluh darah [18]. Hal ini disebabkan diameter distal ABES lebih besar dibandingkan diameter *central* ABES. Sehingga dalam proses desain ABES, efek *dogboning* dihindari agar pada saat ABES diekspansikan tidak mengakibatkan kerusakan pada pembuluh darah. Oleh karena itu semakin rendah nilai persentase *dogboning* maka semakin bagus kinerja model ABES. Dari hasil simulasi yang dikerjakan, didapatkan model 1 ABES yang memiliki kinerja terbaik karena memiliki nilai persentase *dogboning* paling rendah dibanding model ABES lainnya.

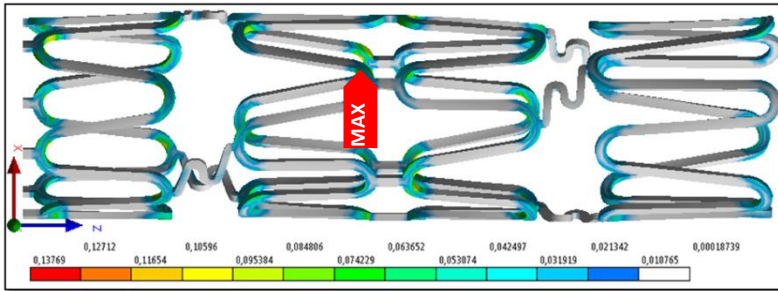
4.3 Hasil Distribusi Perubahan Kekasaran Permukaan



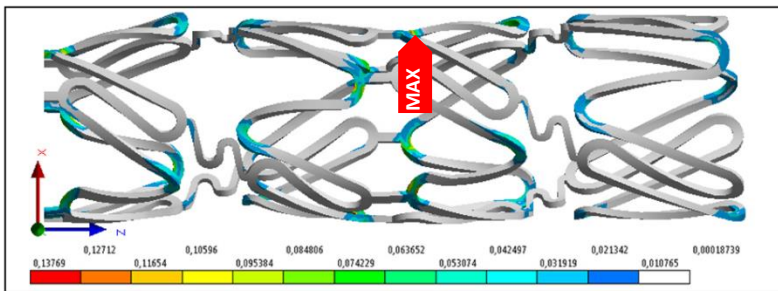
(a) Distribusi Regangan Plastik pada Model Terdahulu



(b) Distribusi Regangan Plastik pada Model 1



(c) Distribusi Regangan Plastik pada Model 2



(d) Distribusi Regangan Plastik pada Model 3

Gambar 4 6 Distribusi Perubahan Kekasaran Permukaan

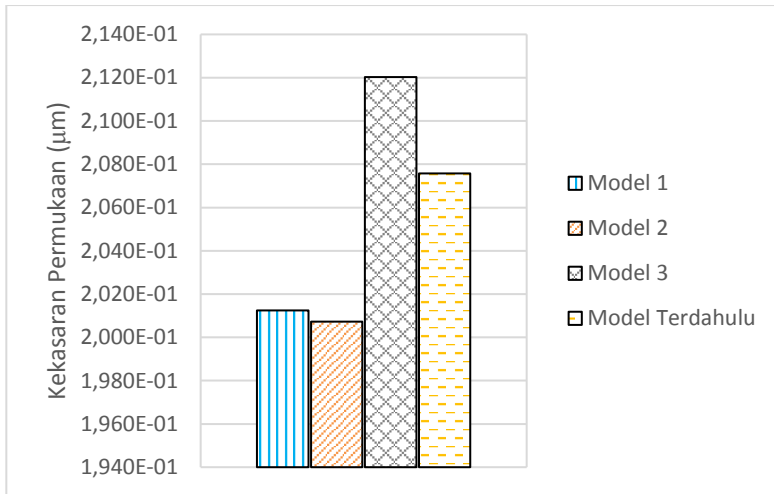
Gambar 4.6 menunjukkan distribusi regangan ekuivalen plastik pada setiap model dengan keterangan yang telah disertakan di bawah gambar. Proses ekspansi yang dilakukan pada semua model ABES menuju arah atas, sejajar sumbu X. Gambar 4.6 merupakan distribusi regangan ekuivalen plastik yang terjadi pada setiap model ABES setelah mengalami *recoil*, balon telah mengalami deflasi setelah diekspansikan satu arah. Berdasarkan gambar di atas distribusi regangan ekuivalen plastik terdapat pada area yang berwarna selain putih, sebab area berwarna putih menunjukkan area tersebut tidak mengalami regangan ekuivalen plastik. Sedangkan label Max pada model menunjukkan posisi regangan ekuivalen plastik maksimum. Regangan ekuivalen plastik maksimum dari empat desain terletak pada ujung *struts*,

tetapi posisi dan besarnya nilai dari regangan ekuivalen plastik pada masing-masing model ABES berbeda. Distribusi regangan yang terjadi pada setiap model memiliki luas area yang hampir sama, area yang tidak mengalami regangan plastik lebih besar dibandingkan dengan area yang mengalami regangan plastik. Regangan plastik normal terjadi pada ujung *struts* dimana pada bagian tersebut merupakan bagian yang mengalami defleksi terbesar ketika ekspansi.

Nilai regangan ekuivalen plastik digunakan untuk menentukan nilai perubahan kekasaran permukaan pada *stent*. Dengan menggunakan rumus 2.11 [20], maka didapatkan perubahan kekasaran permukaan maksimum pada tiap model simulasi yang ditunjukkan pada tabel 4.5 di bawah ini . Besarnya nilai kekasaran permukaan di notasikan dengan satuan mikrometer. Kemudian dari data tersebut dibandingkan semua model ABES pada gambar 4.7 grafik perbandingan kekasaran permukaan

Tabel 4 5 Nilai Kekasaran Permukaan Semua Model

	MODEL 1	MODEL 2	MODEL 3	MODEL TERDAHULU
Regangan plastik Recoil (mm/mm)	0,0702	0,0670	0,1377	0,1098
Kekasaran Permukaan (μm)	0,2012	0,2007	0,2120	0,2076



Gambar 4 7 Grafik Perbandingan Kekasaran Permukaan

Gambar 4.7 merupakan grafik perbandingan perubahan kekasaran permukaan untuk tiap model. Pada gambar 4.7 terlihat bahwa nilai kekasaran permukaan terbesar terjadi pada model 3 sebesar $0.2120 \mu\text{m}$, model terdahulu sebesar $0.2076 \mu\text{m}$, model 1 sebesar $0.2012 \mu\text{m}$ dan terkecil pada model 2 sebesar $0.2007 \mu\text{m}$. Nilai kekasaran permukaan digunakan untuk melihat perubahan kekasaran permukaan dari desain ABES setelah mengalami ekspansi dan deflasi, para peneliti beranggapan bahwa perubahan kekasaran permukaan dapat mempengaruhi aliran darah yang melewati *stent* saat dipasang di dalam tubuh [7] [8]. Semakin besar nilai kekasaran permukaan pada *stent* setelah ekspansi dapat memungkinkan terjadi penggumpalan darah yang mengalir melalui *stent* dan akan mengakibatkan terjadinya penyumbatan kembali. Oleh karena itu dalam desain *stent* semakin kecil nilai kekasaran permukaan maka semakin baik kinerja *stent* tersebut. Dari data yang diperoleh dengan simulasi terlihat bahwa model 2 memiliki kinerja terbaik dalam analisis perubahan kekasaran permukaan dibandingkan model lainnya

BAB V

KESIMPULAN DAN SARAN

5.1 Kesimpulan

Penelitian ini mengusulkan 3 model ABES dengan variasi bentuk *struts*, variasi yang dilakukan dengan menambahkan panjang *struts*, dimana dengan menambahkan panjang *struts* akan didapatkan model ABES yang memiliki sifat elastis yang lebih baik saat ABES diekspansikan dengan balon *offset* sampai dengan 2 kali diameter awalnya, analisis yang dilakukan berupa tegangan ekuivalen *von mises*, perubahan karakteristik deformasi dan perubahan kekasaran permukaan pada masing-masing model ABES, didapatkan kesimpulan sebagai berikut:

1. Pembuatan model ABES dengan variasi *struts* menggunakan aplikasi *Solidworks* 2016, dimana model terdiri atas 3 usulan yang merupakan modifikasi dari model ABES Syaifudin[7] dan Syah[8]. Model ABES memiliki diameter sebesar 1,5 mm dan panjang sebesar 21,75 mm. Modifikasi yang dilakukan adalah mengubah panjang *struts*, dimana model 1 memiliki panjang *struts* terpendek dari model lainnya. (gambar terlampir)
2. Simulasi ini menggunakan *ANSYS Workbench* R18 dengan model *transient*. Pengembangan balon dan *stent* didukung dengan memasukkan model material *hyperelastic mooney rivlin 2* parameter pada balon dan *multilinier isotropic hardening* pada *stent*. Untuk mendapatkan efek pengembangan secara asimetris (*offset*) pada balon digunakan tumpuan berupa *displacement* tetap arah sumbu X dan Y, pada salah satu garis luar balon, dan menambahkan *symetri region* pada perpotongan model *stent*. Sedangkan untuk beban sendiri dipilih *displacement* menuju arah sumbu X pada permukaan balon sebesar 1,5 mm selama 1 detik dan kembali ke 0 mm pada 0,5 detik selanjutnya.

3. Nilai tegangan ekuivalen *von mises* pada saat *peak point* menunjukkan semua model ABES berada dibawah nilai UTS material, sehingga aman untuk dilakukan ekspansi sampai dengan 2 kali diameter ABES. Nilai tertinggi dimiliki model 3 sebesar 532,64 MPa dan nilai terendah dimiliki model 2 sebesar 457,43 MPa.
4. Nilai Tegangan Sisa (*residual stress*) dari 3 model ABES yang diusulkan didapatkan nilai berturut-turut dari besar menuju kecil yaitu, model 3 sebesar 342,40 MPa, model 2 sebesar 263,06 MPa dan model 1 sebesar 257,88 MPa. Sedangkan pada penelitian terdahulu nilai tegangan sisa sebesar 327,58. Nilai tegangan sisa yang baik adalah yang memiliki nilai paling rendah yaitu pada model 1.
5. Nilai perubahan deformasi ABES ditinjau dari *recoil*, *foreshortening* dan *dogboning*. Didapatkan pada 3 model ABES yang diusulkan bahwa nilai tertinggi dimiliki model 3 dengan persentase distal *radii recoil* 16,352%, *central radii recoil* 9,845%, *longitudinal recoil* -2,945%, *foreshortening* 5,886% dan *dogboning* 16,352%, dan nilai perubahan deformasi ABES terendah dimiliki model 1 dengan persentase distal *radii recoil* 3,896%, *central radii recoil* 2,977%, *longitudinal recoil* -0,458%, *foreshortening* 3,334% dan *dogboning* 3,896%. Sehingga dapat disimpulkan bahwa semakin panjang *struts* maka semakin besar pula nilai perubahan deformasi ABES.
6. Dalam nilai perubahan kekasaran permukaan yang terjadi pada masing-masing model ABES, didapatkan nilai kekasaran permukaan tertinggi dimiliki oleh model 3 sebesar 0,2120 μm dan terendah dimiliki oleh model 2 sebesar 0,20072 μm . Namun karena besarnya nilai kekasaran permukaan pada masing-masing model yang kecil membuat variasi model tidak signifikan mempengaruhi perubahan kekasaran permukaan pada ABES. Selain itu nilai maksimum perubahan kekasaran permukaan pada masing-masing model ABES yang terjadi tidak berada pada daerah *fixed*, artinya model ABES yang

diusulkan menggunakan balon *offset* dapat mengurangi perubahan kekasaran permukaan pada sisi tetap (*fixed*).

7. Semua model ABES yang diusulkan dapat diimplementasikan dengan aman untuk dilakukan ekspansi tanpa menghawatirkan efek penggumpalan darah, karena nilai perubahan kekasaran permukaan pada tiap model relatif sangat kecil. Model yang memiliki kinerja terbaik adalah model 1, hal ini disebabkan model 1 memiliki nilai tegangan sisa dan perubahan deformasi yang lebih baik dibanding dengan model lainnya.

5.2 Saran

Beberapa saran yang dapat diberikan setelah melakukan penelitian dan diharapkan dapat bermanfaat sebagai pertimbangan dalam penelitian selanjutnya adalah sebagai berikut:

1. Melakukan studi simulasi ekspansi balon dengan disertai adanya pengaruh plak dan pembuluh darah, sehingga dapat mengetahui secara lebih nyata peristiwa ekspansi ABES saat dimasukkan dalam pembuluh darah manusia.
2. Melakukan studi simulasi aliran darah melewati ABES yang telah diekspansikan dalam pembuluh darah, sehingga dapat mengetahui efek pemberian ABES pada pembuluh darah.

“Halaman ini sengaja dikosongkan.”

DAFTAR PUSTAKA

- [1] WHO, 2017, *Cardiovascular Disease* [internet]. Tersedia dalam < URL:
<http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs317/en/> >
(Diakses pada 15 Februari 2018).
- [2] Departemen Kesehatan Republik Indonesia, 2017, Penyakit Jantung Penyebab Kematian Tertinggi [Internet]. Tersedia dalam < URL:
<http://www.depkes.go.id/article/view/17073100005/penyakit-jantung-penyebab-kematian-tertinggi-kemenkes-ingatkan-cerdik-.html> > (Diakses pada 15 Februari 2018)
- [3] *Smart Pasien*, 2016, *Coronary Heart Disease* Indonesian. CHD/Indonesian. *Hospital Authority*.
- [4] Yunani, dkk, 2014, Analisis Peramalan Jumlah Pemakaian *Stent* di Indonesia. UGM, Yogyakarta.
- [5] Beule, M.D., 2008, *Finite Element Stent Design*, Thesis. Universitas Ghent, Belgium.
- [6] Syaifudin, A, dkk., 2013, *Deformation Analysis of Balloon Expandable Stents Considering its Surface Roughness and Viscoplasticity*. Universitas Hokkaido, Japan.
- [7] Syaifudin, A dkk., 2016, *Development of Asymmetric Stent for Treating Eccentric Plaque*. Jurnal dari *Bio-Medical Materials and Engineering* 29 (2018) 299–317
- [8] Syah, Koharuddin, 2018, Analisis Deformasi Pada *Stent Asymmetric* Dengan Variasi Tipe *Connector*. ITS, Surabaya.
- [9] Fortier dkk., 2014, *Review of biomechanical studies of arteries and their effect on stent performance*, Jurnal dari *IJC Heart and Vessels*, Vol. 4
- [10] DrJantung, 2017, Pasang Ring Jantung: Efek, Prosedur, Perawatan dan Biayanya [internet], Tersedia dalam <URL :
<https://drjantung.com/pasang-ring-jantung> > (Diakses pada 5 Maret 2018).
- [11] Hora, A. dkk.,2012, *Models of stents - Comparison and applications*, *Physiological Research*, Vol 56 (115-121)

- [12] De Palma dkk., 1972, *Investigation of three-surface properties of several metals and their relation to blood compatibility*, Jurnal dari *Biomedical Materials*, Vol. 3 (37-75).
- [13] C. Lally dan D.J. Kelly, 2006, *Stent*, *Wiley Encyclopedia of Biomedical Engineering*, John Wiley & Sons, Inc.
- [14] G. Mani , Fieldman, MD., Agrawal, CM., 2007, *Coronary Stents 'A Materials Perspective'*. *Journal Biomaterials*.
- [15] Oh Na, Jin, dkk., 2009, *Bare-metal stents versus drug-eluting stents in large (≥ 3.5 mm) single coronary artery: Angiographic and clinical outcomes at 6 months*. *Journal of Cardiology*. Universitas Guro. Korea.
- [16] R.C, Hibbeler., 2011. "*Mechanics of Materials*" edisi 8. Pearson Prentice Hall.
- [17] Deutchman D., Aaron, Michel J., Walter, Wilson, Charles. 1975. *Machine Design Theory and Practice*. Cetakan Mac Millan Co., New York.
- [18] Migliavacca,F. dkk., 2002. *Mechanical behavior of coronary stents investigated through the finite element method*. Jurnal dari *Biomechanics* 35,803-811.
- [19] Syaifudin dkk., 2015. *Deformation Analysis of Balloon-Expandable Stents Considering Its Surface Roughness and Viscoplasticity*. Jurnal dari *Bio-Medical Materials and Engineering* Vol. 19.
- [20] Syaifudin dkk., *Effects of plaque lengths on stent surface*. Jurnal dari *Bio-Medical Materials and Engineering*, Vol. 25 (189-202).
- [21] Kristi, Basu dkk., 2013. *Computational Assesment of Stress Development during Deployment of Commercially Available Stents*. Jurnal dari *Engineering Science and Innovative Technology*.
- [22] F.S. Cui, dkk., 2010. *Effects Of Balloon Length And Compliance On Vascular Stent Expansion*. Jurnal Internasional dari *Applied Mechanics*, Vol. 2, No. 3 (2010) 681–697.

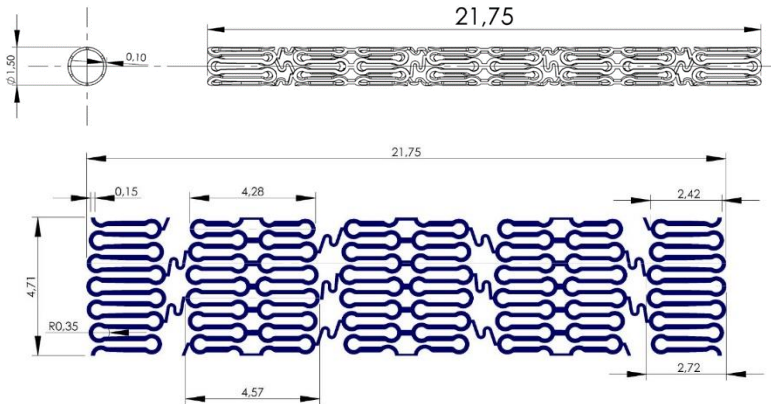
- [23] S.N. David, Chua, dkk., *Effects of varying slotted tube (stent) geometry on its expansion behaviour using finite element method*, Jurnal dari *Material Processing Technology*, Vol. 155-156 (2004) 1764-1771.
- [24] Migliavacca, dkk., 2005. *A predictive study of the mechanical behaviour of coronary stents by computer modeling*. Jurnal dari *Medical Engineering & Physics* 27 (1), 13–18.
- [25] Deutchman D., Aaron, Michel J., Walter, Wilson, Charles. 1975. *Machine Design Theory and Practice*. Cetakan Mac Millan Co., New York..

“Halaman ini sengaja dikosongkan.”

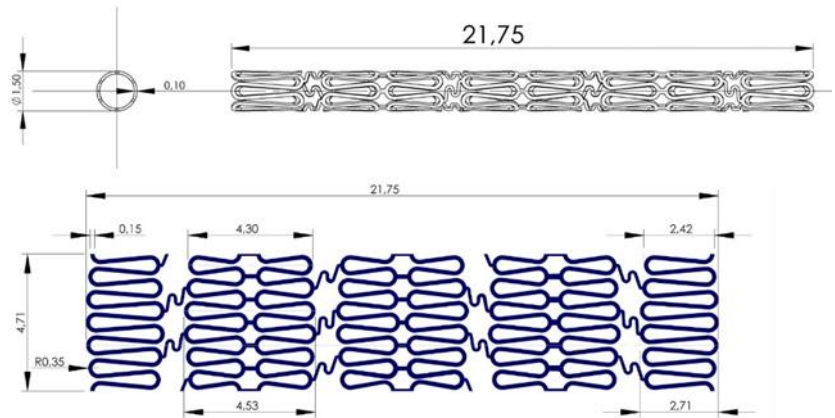
LAMPIRAN

Desain *Asymmetric Balloon Expandable Stent* dengan variasi bentuk *Struts* :

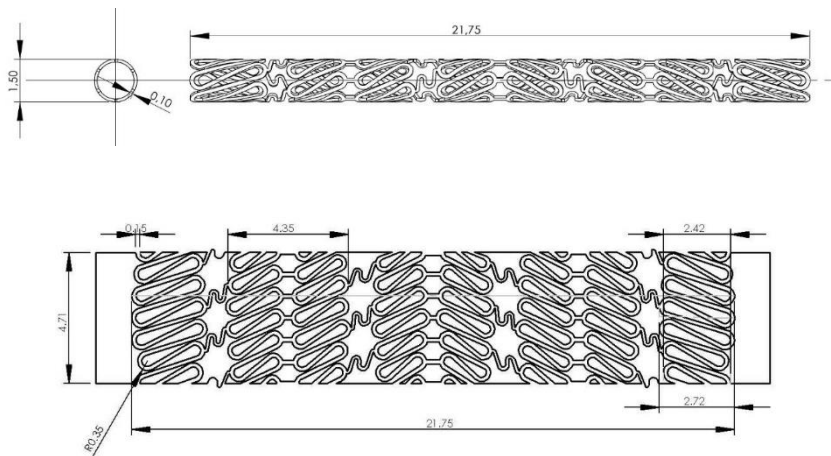
a) Model 1



b) Model 2



c) Model 3



BIODATA PENULIS



Muhammad Rifai Arif merupakan nama lengkap dari penulis tugas akhir ini. Penulis yang lahir di Tangerang pada 15 Desember 1995 ini merupakan anak Ke dua dari pasangan Bapak Achmad Sahal dan Ibu Ririn Kusumayati. Penulis memulai pendidikan formal di TK Kencana Bermis Serpong Asri kemudian melanjutkan ke MI Hidayatul Mubtadiin Sugihwaras, Tuban. Setelah lulus tahun 2008 penulis melanjutkan ke SMP Negeri 3 Tuban dan kemudian melanjutkan ke SMA

Negeri 1 Tuban pada tahun 2011. Setelah menyelesaikan studi tingkat menengah atas, penulis mene melanjutkan studi S1 dan diterima di Program S1 Departemen Teknik Mesin di Institut Teknologi Sepuluh Nopember Surabaya dengan NRP 02111440000124.

Selama menuntut ilmu S1, penulis mengikuti kegiatan perkuliahan layaknya mahasiswa normal lainnya. Karena ketertarikan terhadap mekanika dan fenomena yang terjadi pada benda padat, penulis mendedikasikan tugas akhir pada bidang tersebut dengan topik penelitian yang diambil berupa ‘Analisis Pengaruh Variasi Bentuk *Struts* Pada *Asymmetric Balloon Expandable Stent* Dengan Metode Elemen Hingga’.

“Halaman ini sengaja dikosongkan.”